

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Představa lokomoce v obraze povrchové  
elektromyografie**

Diplomová práce

Autor: Bc. Marek Tomsa

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

Obor: Fyzioterapie

Olomouc 2016

## **Anotace**

**Název práce:** Představa rytmické chůze v obraze povrchové elektromyografie

**Název práce v anglickém jazyce:** Rhythmic gait imagery in the view of surface electromyography

**Datum zadání:** 31. 1. 2015

**Datum odevzdání:** 9. 5. 2016

**Vysoká škola:** Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Marek Tomsa

**Vedoucí práce:** Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

**Oponent práce:** Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

### **Abstrakt v ČJ:**

Představa pohybu je kognitivní proces, při němž si jedinec představuje, že vykonává pohyb, avšak tuto představu provádí bez samotné exekuce pohybu nebo úmyslné aktivace svalů. Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dolních končetin při představě chůze s přidáním akustického rytmického vjemu. Výzkumu bylo podrobena 36 zdravých probandů (prům. věk 23,9;  $\pm 1,17$ ) s dobrou motorickou představivostí. Měření probíhalo v sedu a ve stoji, a to bez vnějšího inputu, a poté s přidáním akustického rytmu. V každé pozici si probandi představovali: zpěvu písně (K1), představu chůze (P1), a poté opět tyto dva úkoly po provedení samotné chůze (K2 a P2). Během všech experimentálních situací (K1, P1, K2, P2) byla snímána elektromyografická (EMG) aktivita m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis bilaterálně. EMG signál byl zrektifikován a vyhlazen (RMS 0,25 s). Vsedě došlo ke statisticky významné změně, a to ve smyslu snížení svalové aktivity, při rytmické představě chůze po chůzi (P2 x K2), a to u m. tibialis anterior sin., m. tibialis anterior dx., a m. gastrocnemius medialis sin. Při porovnání situací s rytmem oproti situacím bez rytmického vjemu došlo k signifikantnímu snížení

aktivity všech měřených svalů při P1 v pozici sedu. Z výsledků této práce vyplývá, že představa chůze má vliv na svalovou aktivitu. V pozici sedu dochází ke snížení EMG aktivity, a tento jev je potencován přidáním akustického rytmu.

#### **Abstrakt v AJ:**

The motor imagery is a cognitive process in which the individuals imagine that they are actually moving, but they are doing this imagery without real movement execution or voluntary muscle activity. The aim of this paper was to evaluate the activity of selected muscles of the lower limbs at the gait imagery with the addition of auditory rhythmic cuing. 36 healthy subjects (av. age 23,9;  $\pm 1,17$ ) with a good motor imagery ability underwent this study. Measurement was performed in sitting and standing position, at first without any sensory input and then with addition of auditory rhythm. At every position the subjects imagined: singing songs (K1), the gait imagery (P1) and again these two tasks after the actual walking (K2, P2). During all experimental situations (K1, P1, K2, P2) electromyographic (EMG) activity of the m. tibialis anterior and m. gastrocnemius medialis bilaterally was examined. The EMG signal was rectified and smoothed (RMS 0,25 s). There was a statistically significant reduced muscle activity during rhythmic gait imagery after gait execution in sitting position (P2 x K2) in these muscles: m. tibialis anterior sin. m. tibialis anterior dx. and m. gastrocnemius medialis sin. When comparing the rhythmic and non-rhythmic situations there was significant reduction of all muscles activity in P1 with rhythm while sitting. The results of this study show that the gait imagery affects muscle activity. In the sitting position there is reduced EMG activity, and this effect is potentiated by the addition of rhythmic cue.

## **Dedikace**

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzita Palackého IGA FZV 2016 006 "Imaginace bipedální lokomoce v rehabilitaci" (hlavní řešitel Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.)

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D. a v referenčním seznamu jsem uvedl všechny literární a odborné zdroje, které jsem použil pro zpracování této diplomové práce.

V Olomouci dne 9. 5. 2016

Podpis: .....

## **Poděkování**

Na tomto místě bych velice rád poděkoval vedoucí své diplomové práce paní Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za odborné vedení celé mé práce, cenné rady a náměty. Rovněž bych rád poděkoval Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se statistickým zpracováním dat.

## Obsah

Úvod.....	9
1 Představa pohybu (motor imagery).....	11
1.1 Rozdělení představy pohybu .....	13
1.2 Faktory charakterizující představu pohybu .....	15
1.3 Využití představy pohybu u vybraných pohybových patologií .....	15
1.3.1 Cévní mozková příhoda.....	15
1.3.2 Parkinsonova choroba .....	17
1.3.3 Low back pain .....	17
1.3.4 Spinal cord injury .....	18
1.4 Problematika psychické únavy.....	19
2 Vliv vizuálního vjemu na představu pohybu .....	21
2.1 Zrcadlové neurony .....	21
3 Lokomoce .....	23
3.1 Řízení lokomoce.....	23
3.1.1 Spinální řízení lokomoce .....	23
3.1.2 Supraspinální regulace chůze .....	25
3.1.3 Senzorická regulace chůze .....	25
4 Představa chůze.....	27
4.1 Vliv rytmu na představu chůze a svalovou aktivitu .....	28
5 Hodnocení kvality motorické představivosti .....	30
5.1. Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R) .....	30
6 Povrchová elektromyografie (EMG) .....	31
7 CÍLE A HYPOTÉZY .....	32
7.1 Cíl práce .....	32

7.2 Hypotézy .....	32
8 METODIKA .....	34
8.2 Charakteristika testovaných subjektů.....	34
8.3 Realizace experimentu .....	34
8.3.1 Hodnocení kvality motorické představivosti.....	34
8.3.2 Elektromyografické hodnocení svalové aktivity při představě chůze .....	34
8.4 Zpracování dat.....	36
8.4.1 Zpracování dat elektromyografie a akcelerometrie .....	36
8.4.2 Statistické zpracování dat .....	36
9 VÝSLEDKY .....	37
9.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení.....	38
10 DISKUSE.....	43
10.1 Přínos představy pohybu .....	44
10.2 Zapojení mozkových řídicích center do představy .....	46
10.3 Řízení lokomoce aplikované na představu.....	50
10.4 Problematika typu představy.....	51
10.5 Problematika výchozí pozice při představě.....	52
10.6 Diskuse k výsledkům práce.....	53
10.6.1 Diskuse k hypotézám $H_01$ a $H_{A1}$ .....	54
10.6.2 Diskuse k hypotézám $H_02$ a $H_{A2}$ .....	55
10.6.3 Diskuse k hypotézám $H_03$ a $H_{A3}$ .....	57
10.6.4 Diskuse k hypotézám $H_04$ a $H_{A4}$ .....	58
10.7 Diskuse k výzkumné metodě .....	59
10.8 Aplikace do praxe .....	62
11 ZÁVĚR .....	64

Referenční seznam .....	66
Seznam zkratk .....	77
Seznam obrázků, tabulek a grafů .....	79
Seznam příloh .....	80
Přílohy.....	81



## Úvod

Chůze je jedním ze základních motorických projevů nutných k přežití každého živočicha, člověka nevyjímaje. Hraje důležitou roli při shánění potravy, komunikaci, rozmnožování, migraci za vhodnějšími podmínkami apod. Proto se tato práce zabývá možnostmi léčby lokomoce, a to konkrétně pomocí představy, imaginace chůze.

V minulosti bylo provedeno mnoho výzkumů o představě pohybu a jejím vlivu na rehabilitaci. Představa pohybu byla definována jako kognitivní proces, při němž si jedinec představuje, že vykonává pohyb, avšak tuto představu provádí bez viditelného pohybu nebo úmyslné aktivace svalů. Jedná se o dynamický stav, při němž je provedení specifické motorické akce vnitřně aktivováno bez jakéhokoliv motorického projevu.

Důkazy o pozitivním vlivu léčby imaginací pohybu přineslo několik studií, avšak bylo třeba tuto důležitost a význam podložit fakty a daty. Proto se studie koncem 20. a začátkem 21. století zabývaly především zkoumáním aktivity řídicích mozkových center, při němž za pomoci dostupných technik, nejčastěji pak magnetické rezonance, mohly přinést důkazy o podobné práci těchto center při představě jako při skutečném viditelném volném pohybu.

Pozitivní účinky léčby u pacientů poté byly nejčastěji hodnoceny aspektem výdrže, sebeobsluhy a dále specifických motorických testů dle charakteru postižení. Dále se autoři studií zabývali aktivitou svalů, převážně pak horních končetin.

Využití této terapie nacházíme především u pacientů po cévní mozkové příhodě, míšních úrazech, pacientů s Parkinsonovou chorobou, chronickou bolestí zad a v neposlední řadě u sportovců.

Bylo provedeno již mnoho studií na představu pohybu, při nichž bylo dosaženo pozitivních změn a důkazů o jejím fungování, avšak nemnoho z nich se věnovalo chůzi, která je oproti analytickým pohybům dříve sledovaným velmi komplexním pohybem řízeným na mnoha úrovních lidského těla.

Dalším tématem této práce je zařazení rytmu do rehabilitace chůze, včetně její představy. Předchozí studie prokázaly pozitivní účinek rytmických akustických vjemů, v této práci je zkoumáno, jakým způsobem ovlivňuje svalovou aktivitu.

Cílem práce je posoudit změny v aktivitě svalů při rytmické představě chůze pomocí povrchové elektromyografie (dále jen EMG).

Klíčovými slovy při vyhledávání relevantní literatury pro teoretickou část byly: lokomoce, chůze, představa pohybu, rytmus, elektromyografie, povrchová elektromyografie, a jejich anglické ekvivalenty (locomotion, gait, motor imagery, rhythm, electromyography, surface electromyography).

Používanými internetovými databázemi byly: PubMed, EBSCO, ProQuest, Google Scholar.

Celkově bylo při vyhledávání nalezeno 362 zdrojů, z nichž bylo do této práce použito 96, jež se zabývaly žádanou problematikou, z toho 92 v anglickém a 4 v českém jazyce.

Výzkumu bylo podrobena 36 zdravých jedinců ve věku od 20-27 let, převážně studentů Univerzity Palackého v Olomouci.

## 1 Představa pohybu (motor imagery)

Rehabilitaci obecně lze považovat jako určitý proces učení, při němž se obnovují ztracené dovednosti a jsou naučeny dovednosti nové na základě praxe. Aktivní cvičení vytváří tok senzoryckých aferentních informací. Je známo, že obnova motorických funkcí a motorické učení mají mnoho společného.

Mnohé studie však potvrdily, že stejných plastických změn v motorickém systému, jako při aktivním cvičení, může být dosaženo pomocí pouhé imaginace pohybu (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

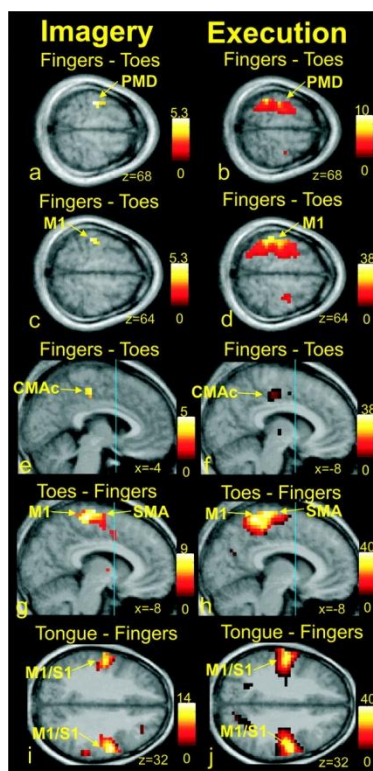
Jednou z nejvýznamnějších schopností lidské mysli je schopnost simulovat pocity, pohyby a další typy zkušeností. Ve většině případů je mentální imaginace jakési vnímání za nepřítomnosti vstupu odpovídající smyslové aference. Jinými slovy lze tuto definici zjednodušit tak, že imaginace znamená "vidět okem mysli" a "slyšet uchem mysli" (Kosslyn, 2010, pp. 3-6).

Představa pohybu je kognitivní proces, při němž si jedinec představuje, že vykonává pohyb, avšak tuto představu provádí bez viditelného pohybu nebo úmyslné aktivace svalů. Jedná se o dynamický stav, při němž je provedení specifické motorické akce vnitřně aktivováno bez jakéhokoliv motorického projevu (Mulder, 2007, pp. 1265-1278; Hallett et al., 1994, pp. 1469-1825; Sirigu et al., 1995, pp. 997-1001; Jeannerod, 2001, pp. 103-109; Kimberley et al., 2006, pp. 268-277; Decety, Grezes, 1999, pp. 172–178; Kim et al., 2010, p. 134).

Bylo dokázáno, že samotná představa pohybu aktivuje stejné oblasti mozku podílejících se na přípravě a realizaci pohybu, jako se tomu děje při provádění skutečného pohybu (viz obr. 1, str. 12). Spolu s tím je třeba brát v potaz, že jedinec při tomto cvičení provádí volní inhibici skutečného pohybu (Lotze, Cohen, 2006, pp. 135-140). Mnohé studie ukázaly zapojení premotorických, suplementárních motorických a parietálních korových oblastí, bazálních ganglií a mozečku, nejen do provedení skutečného pohybu, ale i při pouhé jeho představě (Hanakawa et al. 2003, pp. 989-1002; Dechent et al. 2004; in Mulder, 2007, pp. 1265-1278; Ehrsson, 2003, pp. 3304-3316).

Tuto skutečnost potvrdily studie prováděné s pomocí obrazů magnetické resonance, při nichž byla představou pohybu různých částí těla (např. noha, jazyk, ruka anebo prsty) dosažena aktivita gyru praecentralis v somatotropním uspořádání, a že imaginace těchto pohybů aktivuje takto somatotropně uspořádané oblasti primární motorické kůry systematickým způsobem, tj. při představě pohybu prstu se aktivuje oblast pro pohyb prstů apod. Tato zjištění naznačují, že se představa pohybu těla více či méně přesně odráží ve vzorech kortikální aktivace (Stippich et al., 2002, pp. 50-54; Ehrsson, 2003, pp. 3304-3316; Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

**Obř. 1** Podobnost představy pohybu s reálnou exekucí aspektem fMRI (Ehrsson, 2003, pp. 3304-3316)



**Legenda:** levý sloupec-představa, pravý sloupec-skutečný pohyb, PMD-dorzální premotorický kortex, M1-primární motorická oblast, SMA-suplementární motorická oblast

Zároveň byl zjištěn obdobný vliv představy pohybu na kortikospinální excitabilitu. Bakker et al. (2008, pp. 2519-2527) pomocí představy jednoduchého pohybu dolní končetiny, jímž byla dorziflexe hlezna, a poté komplexního pohybu,

konkrétně chůze, zjistili zvýšení aktivity stejného svalu (m. tibialis anterior) v obou představách.

Co se týká pohybů, jež jsou v souvislosti s imaginací zkoumány, nejčastěji vyšetřovanými pohyby ve studiích jsou pohyby prstů, ruky nebo úst, ale Mulder (2007, pp. 1265-1278) upozorňuje, že představa pohybu se neomezuje pouze na tyto výše zmíněné segmenty, ale že i představa hrubé motoriky vede k aktivaci příslušných oblastí. Například Malouin et al. (2003, pp. 47-62) uvádějí, že k aktivaci premotorické a primární motorické oblasti dochází také při představě lokomoce.

Představa pohybu se samotným provedením vykazuje také mnoho podobností ve vnějším projevu a způsobu provedení. Například čas potřebný k dokončení představy daného pohybu je velmi podobný času potřebnému ke skutečnému provedení. Tento fenomén je znám jako mentální isochronie (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Problémem při imaginaci pohybu je poté nutnost velmi přesného provedení. Pacient například může používat skryté kognitivní strategie, které mohou poté způsobit nejasné a matoucí výstupní hodnoty. Tyto důvody mohou být: nepřesné představy, neschopnost představy, použití nežádoucích alternativních strategií, jako je počítání, nežádoucí vizualizace nebo neschopnost zamezit pohybu (Sharma et al., 2006, pp. 1941-1952).

## **1.1 Rozdělení představy pohybu**

Představu pohybu můžeme rozdělit na představu kinestetickou a představu vizuální. Během kinestetické představy pohybu má jedinec pocit, že opravdu provádí daný pohyb se všemi smyslovými vjemy (perspektiva první osoby). Během vizuální imaginace jedinec vidí sám sebe provádět daný pohyb, dá se říci, "z odstupu" (perspektiva třetí osoby) (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Jiní autoři definují rozdíl mezi vizuální a kinestetickou imaginací v aspektu, že kinestetická představa zahrnuje pocity při daném pohybu, včetně síly a intenzity vnímané během provedení, přičemž je tělo vnímáno jako generátor těchto sil (Callow, Waters, 2005, pp. 443-459; Jeannerod, 1994, pp. 187-202; Guillot, 2012, p. 247).

Zároveň pak přibližují termíny perspektivy I. a III. osoby trochu odlišně, a to jakožto dvou typů vizuální imaginace. Zatímco při představě v perspektivě I. osoby dochází k vizualizaci pohybu takového, jakoby k němu docházelo v reálu, při perspektivě III. osoby si jedinci představují situaci jako diváci, kteří sledují daný pohyb, bez ohledu na původce pohybu (Guillot, 2012, art. 247).

Stinear et al. (2006, s.157-164) například provedli studii, při níž si dali za cíl vyzkoušet modulaci kortikospinální dráždivosti během těchto dvou typů strategie motorické představy. Při jejich porovnání se ukázala být účinnější představa kinestetická než vizuální. Tento výsledek autor studie považuje za důležitý při postupu této léčby a zároveň tak ukazuje, že tyto strategie opravdu působí na supraspinální centra rozdílně.

Rozdíly mezi představou kinestetickou a vizuální byly hodnoceny také v práci Lemose et al (2014, pp. 101-105), kteří přistoupili k porovnání těchto představ aspektem posturálních výchylek ve stoji.

Uvádějí, že motorická představa prováděná vestoje zvyšuje posturální kolísání beze změny obvyklých amplitud měření EMG aktivity lýtkového svalstva. Nicméně posturální aktivita může být určena z časového srovnání EMG aktivity a projekci COP (centrum tlaku, z angl. center of pressure). Lemos et al. tedy ve své studii zkoumali, zda je tato modulace představy doprovázena změnami v asociaci EMG a COP. Výzkumu bylo podrobena 12 probandů a měřeno bylo povrchové EMG z m. gastrocnemius lateralis a souřadnice COP, výsledky poté byly vyhodnoceny pomocí funkce vzájemné korelace. Probandi byli vyzváni k představě provádění stoje na špičkách pomocí kinestetické nebo vizuální imaginace. Pro potřeby kontrolního měření byly subjekty požádány o provedení představy zpěvu písň. Výsledkem byl větší rozptyl COP při kinestetické imaginaci než při představě vizuální nebo kontrolní. Při plnění úkolů nedošlo ke změně EMG aktivity svalů. Důležitým výsledkem bylo větší propojení EMG a COP při kinestetické představě, než při kontrolní.

## **1.2 Faktory charakterizující představu pohybu**

Charakteristika představy pohybu byla zmíněna výše, avšak Hakanawa (2016, pp. 56-63) upozorňuje, že dle poznatků z poslední doby nelze představu vnímat jako homogenní schopnost. Uvádí, že v perspektivě kontroly pohybu záleží na procesech plánování a přípravě pohybu, pravděpodobně souvisejících s potlačenou exekucí pohybu. Neurální mechanismy tohoto procesu se od sebe mohou vzájemně lišit, a to v závislosti na fázi řízení pohybu v představě, nebo na individuální strategii jednotlivce. Dále se také představa pohybu může lišit v rozsahu, ve kterém je úkol prováděn, v závislosti na reálné percepci vizuálních, somatosenzorických (kinestetických) nebo vestibulárních vjemů. Dalším faktorem rozhodujícím o průběhu představy je dle Hakanawy fakt, do jaké míry probíhá představa vědomě a usilovně, a do jaké spontánně.

## **1.3 Využití představy pohybu u vybraných pohybových patologií**

Představa pohybu je rovněž využívána v rámci rehabilitace u pacientů, u nichž je z nejrůznějších příčin omezena mobilita, v současné době pak nejčastěji u pacientů neurologicky nemocných, blíže specifikovaných v této kapitole.

Úvodem je rovněž třeba zmínit, že představy pohybu pro její pozitivní vliv na pohybový systém je hojně využíváno ve sportu. Studie se zapojením představy se zabývaly například mladými profesionálními tenisty (Guillot et al., 2015, p. 11), někteří trenéři a terapeuti již dokonce pracují s ucelenou metodikou představy pohybu aplikovanou ve sportu (Motor Imagery Integrative Model of Imagery in Sport-MIIMS) (Guillot, Collet, 2008, pp. 31-44).

### **1.3.1 Cévní mozková příhoda**

Jednou z nejčastějších diagnóz, při níž je využíváno motorické imaginace, je cévní mozková příhoda (dále jen CMP). Účinnost představy pohybu při této diagnóze dokazují mnohé studie, z nichž byly pro tuto práci vybrány ty, jež proběhly s použitím elektromyografického pozorování.

Terapie pacientů po CMP pomocí tréninku pohybu v představě se jeví jako velmi účinná. Výzkumy proběhly jak při léčbě horních končetin, tak při terapii končetin dolních. Tato terapie má však také řadu limitů, a to například fakt, že někteří jedinci mají problémy se samotným vytvořením představy (Simmons et al., 2008, pp. 458-467). Avšak i přesto se prokázaly klinicky významné účinky této terapie.

Studie došly k pozitivním výsledkům například ve formě úchopové síly, výdrže a klinických testů zápěstí (Stevens et al., 2003, pp. 1090-1093). Dalšími sledovanými a zlepšenými parametry byly úkony sebeobsluhy, specifické motorické testy nebo pozornost (Dijkerma et al., 2004, pp. 5538-5549).

Studie dále prokázaly zapojení kortikálních center, senzitivních i motorických, přičemž prokázána byla především ipsilaterální kontrola hemiparetické končetiny (Kimberley et al., 2006, pp. 268-277).

Dickstein et al. (2005, pp. 475-483) provedli měření pomocí EMG při představě pohybu a jeho provedení v jednoduchých úkolech. Podrobili výzkumu šest pacientů s hemiparézou a 9 zdravých probandů, kteří byli instruováni k provedení úkolů. Těmito úkoly bylo reálné postavení na špičky (3x) a poté, po pauze, k představě postavení se na špičky (opět 3x), přičemž vše bylo prováděno podle metronomu. EMG aktivita byla po celou dobu měření snímána bilaterálně z m. gastrocnemius medialis a z m. rectus femoris. Výsledkem byla prokázaná EMG minimálně jednoho svalu při představě, naproti tomu u ostatních probandů tato aktivita nalezena nebyla. Ačkoli byly tyto výsledky nejednoznačné, předpoklad pro uplatnění imaginace pohybu poskytnuly.

V neposlední řadě se některé studie zabývaly také vlivem strany léze u pacientů po CMP a symetrie schopnosti představy na výsledky imaginačního tréninku. Ve výsledku strana léze nehrála významnou roli. Prokázalo se, že pacienti jsou schopni lepší představy na zdravé straně (Malouin, 2008, pp. 330-340).

V poslední době se autoři soustředili také na balanční a lokomoční schopnosti pacientů po CMP. Bae et al. (2015, pp.3245-3248) se zabývali objasněním efektu na balanci a chůzi u pacientů v subakutní fázi CMP. Experimentální skupinu podrobili tréninku v počtu 3 sezení týdně po dobu 4 týdnů, zahrnujících 20 minut balančního cvičení a 10 minut představy. Kontrolní skupina poté absolvovala pouze 30 minut



balančního tréninku. Výstupními hodnotami byly výsledky následujících testů: Berg Balance Scale, Timed Up and Go test, Functional Reach Test a Four Square Step test. Výsledkem bylo zlepšení výraznější zlepšení téměř ve všech těchto testech u experimentální skupiny, což vedlo k závěru, že terapie s představou pohybu se ukazuje jako účinná.

Autoři se zabývali také léčbou lokomoce pomocí tohoto tréninku. Bylo dosaženo pozitivních výsledků v rychlosti, kadenci, délky kroku a doby stejné fáze na postižené dolní končetině (Dunsky et al., 2008, pp. 2223).

Využití představy chůze lze u pacientů po CMP využít především v časně rehabilitaci, a to především díky její celkové nenáročnosti (Kim et al., 2011, p. 134).

### **1.3.2 Parkinsonova choroba**

Další diagnózou, při níž bylo použito motorické představy, byla například mimo jiné Parkinsonova choroba (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Představy pohybu nebylo při problematice Parkinsonovy choroby užíváno pouze jako léčebné metody. Například Peterson et al. (2014, pp. 995-1005) představu použili při zkoumání patofyziologie v zapojení řídicích center při chůzi.

S ohledem na tuto chorobu provedli studii také Crémers et al. (2012, pp. 873-882), kteří zkoumali zapojení mozkových lokomočních center při představě energické, svižné chůze (jakožto jednoho ze senzitivních testů na kapacitu chůze u pacientů s Parkinsonovou chorobou), a to s ohledem na odlišnou aktivitu hemisfér. Účastníci této studie byli mladí, zdraví lidé. Vzhledem k ve výsledku zvýšené aktivitě ve fronto-parietálních oblastech pravé strany a mozečkové aktivitě spíše strany levé autoři došli k závěru, že právě tato briskní chůze se jeví jako neautomatická lokomoční aktivita vyžadující značné zapojení supraspinálních center.

### **1.3.3 Low back pain**

Chronickou bolestí zad se zabývali autoři studie z roku 2015, kteří důležitost tohoto výzkumu podkládali faktem, že se tato potíž v populaci vyskytuje s prevalencí 85 % (Vrana et al., 2015). Autoři této práce s pomocí funkční magnetické rezonance prokázali změnu v kortikálním uspořádání zapojení různých oblastí u lidí trpících chronickou bolestí zad. Pacienti i zdraví účastníci si představovali při této studii

několik běžných denních aktivit, jež původně shlédli na videu. Ve výsledku poté autoři objevili sníženou aktivitu částí mozku zodpovědných za plánování a předvídání pohybu, stejně jako inhibici senzorické aference. S předchozích studií je známo, že tyto struktury lze pomocí imaginace pohybu aktivovat.

#### **1.3.4 Spinal cord injury**

Jak bude uvedeno dále, na řízení lokomoce se podílí několik systémů různé důležitosti, jež se vzájemně mohou doplňovat a eventuelně také substituovat. Proto autoři zkoumali jejich zapojování také u pacientů po míšních úrazech (dále jen SCI, z angl. spinal cord injury). Ti pomocí magnetické rezonance prokázali změnu v zapojování mozkových center, a to ve prospěch suplementárních motorických oblastí, ale důležitým výsledkem bylo utváření nových vzorů, a tím tedy byly prokázány centrální plastické změny u těchto pacientů, způsobené chybějícím inputem (Holtz-Boendermaker et al., 2008, pp. 383-394).

U pacientů po SCI byly prokázány abnormality části mozku odpovídající za motoriku, což může snížit účinnost rehabilitace. Cramer et al. (2007, pp. 233-242) proto, vycházejíce z předchozích pozitivních výsledků představy pohybu a jejímu nepříliš probádanému vlivu na tuto diagnózu, zapojili do své studie 10 pacientů po SCI, konkrétně s tetra- nebo paraplegií a vyhodnotili změny v aktivitě mozkových center po týdenní terapii s představou pohybu. Zároveň bylo do výzkumu zahrnuto 10 zdravých jedinců. První výstupní hodnotou bylo zlepšení behaviorálního výstupu a rychlosti pohybu v nepostižených svalech. Významným výsledkem této studie poté byla změna při pokusu o pohyb pravého hlezna, zaznamenaná magnetickou rezonancí, ve zvýšené aktivitě levého putamen, spojovaného s motorickým učením. Tyto změny nastaly bez ohledu na fakt, zdali byl pohyb skutečně prováděn ("zdravá" skupina), nebo nebyl přítomen (experimentální sk.). U zdravých jedinců, jež trénink představy pohybu neabsolvovali, nebyly tyto změny prokázány.

Tato studie tedy prokázala, že terapie s představou pohybu zlepšuje motorický výkon a ovlivňuje fungování mozku u pacientů s kompletní míšní lézí, omezené motorické kontrole a insuficientnímu senzorickému feedbacku navzdory (Cramer et al., 2007, pp. 233-242).

Jedinci s poraněním krční míchy a následnou tetraplegií se zabývali ve své práci Mateo et al. (2015, p. 234), kteří ve svém review předchozích studií vybrali z 10 studií v rozmezí 15 let 34 pacientů s míšní lézí na úrovni C4-C7 a tetraplegií, a také 22 zdravých probandů. Za cíl si poté dali statisticky ověřit efektivitu představy pohybu na aktivitu dosahu a stisku.

Zjistili, že docházelo ke zlepšení kompletně nepostihnutých pohybů, a to ve formě síly svalů a stisku, snížení času dosahu a variability trajektorie a redukování původně abnormálně zvýšené aktivity mozku. Autoři rovněž tvrdí, že představa pohybu je schopna posílit neurální příkazy k náboru a synchronizaci motoneuronů, což vede k lepšímu návratu funkce.

#### **1.4 Problematika psychické únavy**

Jak již bylo zmíněno z předchozích, jedním z pozitivních efektů terapie s pomocí představy pohybu je mimo jiné zkrácení doby učení daného pohybu. Nicméně nemnoho studií se prozatím zabývalo otázkou psychické únavy při prodloužené terapii s využitím představy, a to, jakým způsobem může ovlivnit finální provedení pohybu.

Touto problematikou se proto začali zabývat Rozand et al. (2016, pp. 67-75), kteří uskutečnili studii, při níž byli probandi požádáni o provedení sta pohybů paže v představě, a to ve dvou verzích. První verzí bylo provedení 100 pohybů v představě, přičemž každý 50. pohyb byl proložen skutečným provedením pohybu. V druhé části účastníci prováděli daný pohyb po každé 10. představě. Při obou těchto úkolech byl měřen čas trvání.

Účastníci shodně uváděli únavu po provedení sta imaginací, avšak objektivně byl zjištěn rozdíl mezi danými dvěma způsoby. Výsledkem bylo, že při prvním úkolu, kde bylo prováděno minimum skutečných pohybů, byla doba představy i provedení pohybu ke konci úkolu vyšší. Při zadání úkolu, aby probandi po každé 10. imaginaci pohyb reálně uskutečnili, ke změně doby trvání nedošlo.

Autoři této studie tedy upozorňují, že přílišný důraz pouze na představu pohybu vyvolává únavu a může negativně ovlivnit výkon pacienta, a tudíž i efekt terapie. Proto závěrem navrhuje, aby byl při terapii s využitím představy kladen důraz

na prokládání daného sezení uskutečněním pohybu, nebo aby byl kontrolován čas terapie s ohledem na stav pacienta (Rozand et al., 2016, pp. 67-75).

## **2 Vliv vizuálního vjemu na představu pohybu**

Na úvod je třeba zmínit, že učení složitých a komplexních motorických funkcí, tudíž také schopnosti představy, je založeno na získávání neurálních obrazů mechanických požadavků pohybu. Bylo dokázáno, že mechanismy propojující pozorování a samotné vykonání pohybu facilitují motorické učení (Mattar, Gribble, 2005, pp. 153-160). Vlivem těchto mechanismů se zabývaly studie zkoumající účinky observace pohybu, jež, jak je zmíněno výše, s představou úzce souvisí.

Myšlenka použití terapie pomocí observace pohybu vychází z poznatků, dle kterých, pokud jedinec pozoruje pohyb někoho jiného, aktivuje tímto ty samé neurální obvody zodpovědné za plánování a realizaci vlastního pohybu (Gallese et al., 1996, pp. 593-609; Rizzolatti, 1996, pp. 131-141; Mattar, Gribble, 2005, pp. 153-160).

Ve studiích, které se zabývaly observací pohybu, bylo dosaženo podobných výsledků jako při imaginaci, co se týká aktivace mozkových center (Gallese et al., 1996, pp. 593-606; Gallese, Goldman, 1998, pp. 493-501; Grezes, Decety, 2001, pp. 1-19; Maeda et al., 2002, pp. 1329-1335).

Vliv observace na samotné provedení pohybu byl zkoumán mnoha autory. Například Brass et al. (2000, pp. 124-143) zkoumali vliv observace na rychlost provedení pohybu. Zjistili, že pokud jedinec pozoroval daný pohyb, provedl ho ve výrazně kratším čase, než když byl nucen provést ho bez observace, nebo s pozorováním mírně odlišného pohybu. To zjistili pomocí pohybu prstu, když proband sledoval pohyb prstu s dlaní otočenou dolů, bylo provedení pohybu prstu ve stejné pozici rychlejší, než tomu bylo při pozici ruky s dlaní otočenou nahoru.

### **2.1 Zrcadlové neurony**

Při observaci se příkládá největší význam funkci tzv. zrcadlových neuronů (Mulder, 2007, pp. 1265-1278). Velmi důležitou kategorií podnětů pro přežití primátů i člověka jsou podněty, které jsou formovány akcí a chováním ostatních jedinců. Pokud chceme v rámci druhu přežít, musíme chování ostatních pochopit, při jeho nepochopení je sociální zařazení prakticky nemožné. Pro člověka je typická vlastnost, jež závisí na pozorování ostatních jedinců, a to "učení imitací." Na rozdíl od většiny druhů jsme schopni učení se napodobováním, což je de facto základem naší lidské

kultury. Zrcadlové neurony v tomto procesu hrají klíčovou roli (Rizzolatti, Craighero, 2004, pp. 169-192).

Zrcadlové neurony jsou zvláštní třídou vizuomotorických neuronů, původně nalezené v premotorické kůře opic, jež vykazují aktivitu pokaždé, když opice provádí konkrétní pohyb, ale zároveň když pozoruje jiného jedince a vykonává podobné pohyby (Rizzolatti, Craighero, 2004, pp. 169-192).

Co se týká existence zrcadlových neuronů u člověka, přímý důkaz chybí. Přesto lze vyčíst ze studií velké množství dat, které nepřímo tuto existenci u člověka potvrzují. Tato data pochází z neurofyziologických experimentů a z výsledků zobrazovacích metod při zkoumání aktivity mozku (Rizzolatti, Craighero, 2004, pp. 169-192).

### **3 Lokomoce**

Pohyb je pohybový projev organismu nezbytný pro přežití, umožňuje mu hledání potravy, únik z nebezpečí, hledání lepších podmínek pro přežití či rozmnožování. Lokomoce obecně je pohybová činnost umožňující individuu pohyb vůči okolnímu prostředí. Jedná se o opakující se motorickou aktivitu zahrnující aktivitu svalů končetin a celého těla v určitém rytmu a vzoru. Lokomoce zahrnuje aktivity, jako je plavání, běh, let, skákání a v případě člověka především chůze (Kiehn, Dougherty, 2013, s. 1209-1235).

Ačkoli existují různé adaptace a maturace, lokomoce je vrozená forma chování, která je u obratlovců, včetně člověka, zakotvená v nervovém systému již prenatálně (Kiehn, Dougherty, 2013, s. 1209-1235).

#### **3.1 Řízení lokomoce**

Je známo, že lidská chůze klade vysoké nároky na koordinaci celého těla, především pak všech končetin a trupu. Pro chůzi je typickým znakem rytmické střídání aktivace flexorů a extenzorů končetin (Mackay-Lyons, 2002, s. 69-83).

Keihn a Dougherty (2013, s. 1209-1235) shrnuli subsystémy podílející se na řízení lokomoce. Těmi jsou:

- Supraspinální centra, především mezencefalická lokomoční oblast.
- Neurální míšní síť generující lokomoci, tzv. centrální generátory lokomoce.
- Senzorické signály, které adaptují a doladují aktivitu neurální míšní sítě s ohledem na okolní prostředí.
- Neurální systémy v kůře mozkové, provádějící vizuální úpravu lokomoce.
- Neuromodulační systém upravující lokomoci dlouhodobými změnami aktivity neurálních sítí.

##### **3.1.1 Spinální řízení lokomoce**

Králíček (2004, s.141) uvádí, že celý lokomoční pohyb je dán spuštěním tzv. centrálního motorického programu, jenž představuje předem připravený vzorec

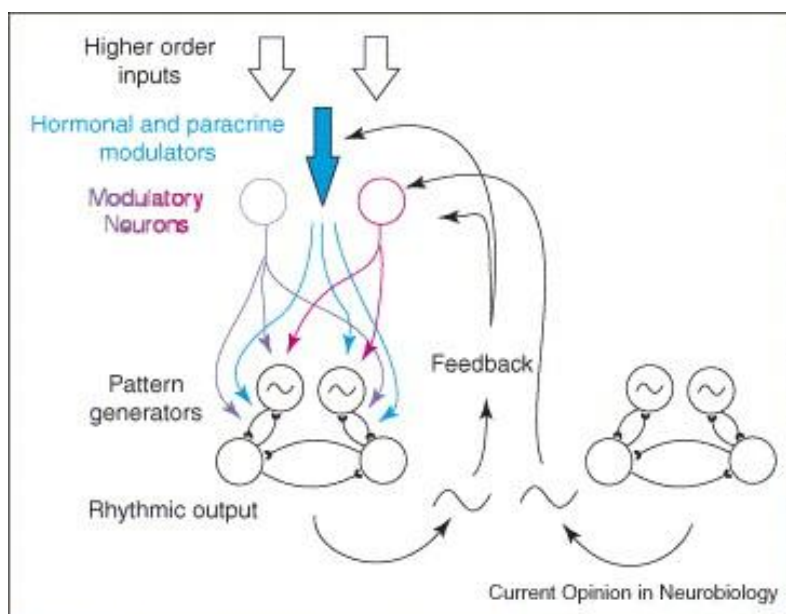
neurální aktivity. Samotný program je zakódován v paměti neurální sítě, již nazýváme generátorem vzorce pohybu.

Dle nejnovějších poznatků se v otázce řízení lokomoce přikládá velký vliv tzv. centrálním generátorům lokomoce (dále jen CPG, z angl. central pattern generators), tj. neurálním míšním sítím generujícím automatický lokomoční rytmus. U zvířat, především u koček, se podařilo zjistit jejich fungování a generování pohybu i při absenci vlivu supraspinálních center (Marder, Bucher, 2001, s. 986-996; MacKay-Lyons, 2002, s. 69-83; Rossignol, 2000, s. 708-716).

Pro chůzi člověka se považují za nejpodstatnější generátory uložené v oblasti bederní páteře, přičemž vycházíme z předpokladu, že pro každou končetinu jsou tyto generátory uloženy na úrovni příslušného míšního segmentu (Dimitrijevic et al., 1998, s. 360-376).

Jak již bylo zmíněno, u zvířat bylo dosaženo lokomoce i při absenci vlivu supraspinálních center, avšak vzhledem ke složitosti řízení chůze u člověka je třeba stále více alespoň částečně funkčních struktur. Mezi hlavní regulátory činnosti centrálních generátorů lokomoce patří supraspinální centra, senzory feedback, a též činnost neuromodulátorů (viz obr. 2) (Dickinson, 2006, s. 604-614).

**Obr.2** Zjednodušené schéma řízení lokomoce (Dickinson, 2006, s. 604-614)





### 3.1.2 Supraspinální regulace chůze

Přes schopnost centrálních generátorů generovat chůzi, pro jejich funkci je zapotřebí určitá aference z vyšších řídicích center. Za správnou funkci CPG má zodpovědnost oblast retikulární formace ve středním mozku, tzv. mezencefalická lokomoční oblast, která spouští generátory a určuje charakter pohybu (Králíček, 2004, s 141).

Bylo zjištěno, že mezencefalická lokomoční oblast nejen díky iniciaci a kontrole chůze ovlivňuje zmíněné generátory, ale že zároveň přijímají signály z CPG zpět, tudíž lze říci, že se jedná o obousměrnou kontrolu (Cohen, 1992, pp. 112-124).

Supraspinální centra mají dle dřívějších studií značný vliv na generování pohybu z CPG díky několika funkcím. Těmito funkcemi jsou:

- aktivace CPG,
- řízení intenzity činnosti CPG,
- udržování rovnováhy v průběhu chůze,
- adaptace chůze vnějším podmínkám,
- koordinace chůze s dalšími prováděnými pohyby.

Dále je také dokázáno, že rytmický vzor chůze je řízen mimo jiné také mozečkem a bazálními ganglii. Na generování chůze generátory má vliv rovněž senzomotorická kůra (Orlovsky in MacKay-Lyons, 2002, s. 69-83).

### 3.1.3 Senzorická regulace chůze

Je zřejmé, že při řízení lokomoce i vlivu na CPG nelze opomenout vliv signálů z "periferie." Již Brown (1911, s. 308-319) začátkem 20. století upozorňoval na důležitost senzorických vjemů pro generování lokomočního cyklu. Ačkoli uváděl, že aferentní vliv na míšní struktury není nutností, nezpochybňoval jeho významnou funkci v utváření závěrečného lokomočního projevu.

Základními uváděnými funkcemi aferentních signálů do míšních struktur jsou podpora činnosti CPG, především pak v řízení extenzorů dolních končetin ve stejné fázi krokového cyklu, a také správné časoprostorové reakce (Pearson, 1995, s. 786-791).

Cohen (1992, s. 112-124) uvedl, podobně jako je tomu supraspinální regulace, obousměrný vliv mezi senzorickými vjemy a CPG.

Jiní autoři se shodují v důležitosti vlivu inputu ze svalů, gravitační síly a terénu, tj. propiocepci. Svalová vlákna totiž slouží jako feedback pro centrální generátory, podávající informace o své délce a síle. Zároveň bylo zjištěno, že určité vlastnosti chůze, jako je například rychlost, mohou být řízeny nezávisle na generátorech, a to právě zpětnou propioceptivní vazbou (Markin et al., 2010, s. 21-34).

## 4 Představa chůze

Představa pohybu je poměrně dosti rozšířenou metodou ke studiu neurálních mechanismů motorické kontroly. Dřívější výzkumy se zabývaly především pohyby horních končetin. V posledních letech se však realizují také studie objevující neurofyziologické aspekty představy chůze. Někteří autoři se však pozastavují nad problémem, že stále není zcela jasné, jak prokázat, do jaké míry si subjekty představují chůzi tak, jak je žádáno (Bakker et al., 2007, pp.497-504). Ve studiích se tedy autoři snaží co nejvíce měření objektivizovat (viz níže).

Jak již bylo zmíněno v úvodní kapitole při definování představy pohybu, tak také u chůze platí poznatek, dle něhož jsou vlastnosti pohybu při představě podobné reálné exekuci (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Toto tvrzení je podloženo například studií již z roku 2005, při níž autoři zjistili změny v práci kardiovaskulárního systému. Studii podstoupilo 14 zdravých jedinců, kteří byli instruováni k chůzi po chodícím pásu při třech různých rychlostech (2, 3.5 a 5 km/h), a poté k představě tohoto úkolu. Při reálném provedení pohybu byly dle očekávání pozorovány změny v respiračních parametrech v různých rychlostech, avšak důležitým výstupem této práce byl nárůst v hodnotách respirace a spotřeby kyslíku při představě chůze v rychlejší verzi (Fusi et al., 2005, pp. 223-228).

Další důkazy o této podobnosti přinesli Bakker et al. (2007, pp.497-504), kteří se pokusili popsat kvantitativní změny při představě chůze v různých podmínkách. Účastníci této studie prováděli opět reálnou chůzi a chůzi v představě. Při představě seděli na židli u počítače, kde mohli vidět na obrázku trať, již měli za úkol si představit. Autoři poté změnili kondici úkolu, a to změnou vzdálenosti, a poté také ztížili představu zúžením trasy. Probandi měli za úkol stisknutím tlačítka dát znamení o zahájení, a následně ukončení představy.

Výsledkem této studie byl nárůst času potřebného pro představu úměrně s nárůstem vzdálenosti, jež byla subjektům promítnuta. Také změna trasy, resp. její šířky, měla na představu značný efekt. Tyto výsledky korespondovaly s výsledky reálné chůze, tudíž opět podpořily skutečnost o podobnosti představy a reálné chůze. Výše uvedená fakta také naznačují, že představa chůze vyvolává procesy v řídicích

centrech podobné procesům při provádění chůze jako takové (Bakker et al., 2007, pp.497-504).

Podobnost představy a reálné chůze prezentovalo dále několik studií, jež se zabývaly také časovými hodnotami při představě chůze s různými vzdálenostmi, překážkami, chůzí na úzké lávce, rozdílnými šířkami cest, chůzí do kopce a z kopce apod. Ve výsledcích opět dochází k podobným změnám doby představy při reálné chůzi i představě (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

O podobnosti představy pohybu a aktivity řídicích center bylo již také hovořeno výše. Fakt, že tomu tak je také u lokomoce, potvrdila také práce Isekiho et al. (2008, pp. 1021-1031). Autoři provedli výzkum lokomoční představy a observace s pomocí obrazů funkční magnetické rezonance, jež potvrdily zapojování motorických oblastí mozku při představě a observaci, podobné reálné chůzi.

Co se účinnosti terapie chůze za pomoci imaginace týká, Oostra et al. (2015, pp. 204-209) podrobili zkoumání 14 pacientů v subakutní fázi po CMP, jež rozdělili do dvou skupin, na experimentální (n=7) a kontrolní skupinu (n=7). Výsledkem bylo po 6 týdnech terapie statisticky významné zlepšení experimentální skupiny v subjektivním posouzení kvality představy, a také v parametrech chůze (10-m walk test) v porovnání se skupinou bez terapie představou.

#### **4.1 Vliv rytmu na představu chůze a svalovou aktivitu**

Představa jakéhokoliv pohybu, chůze nevyjímaje, může být doprovázena mnoha terapeutickými modalitami. Hojně využívána je aplikace vnějších vlivů na představu, ať už vizuálních, akustických, taktilních či kinestetických, přičemž aplikace těchto různých modalit zvyšuje efekt terapie (Mulder et al., 2004, pp. 211-217).

Představou chůze s přidáním rytmu se zabývali Kim et al. (2010, pp. 134-145), kteří porovnávali jak představu vizuální s kinestetickou, tak představu bez rytmu a s rytmem, a to u pacientů s hemiparézou zapříčiněnou CMP. Hodnotícími měřítky byly Timed Up and Go test, EMG vybraných svalů dolních končetin a kvalita pohybu zkoumaná pomocí kinematických dat kloubů dolních končetin v sagitální rovině.

Tyto hodnoty byly měřeny před terapií, okamžitě po terapii, a poté znovu s časovým odstupem (1 hodina po terapii).

Závěrem, a zároveň možným přínosem pro klinickou praxi, bylo zjištění, že výsledky všech tří hodnocených testů vykazovaly zlepšení při kinestetické představě oproti vizuální, ale především také po přidání rytmického inputu (Kim et al., 2010, pp. 134-145).

Vliv rytmu na svalovou aktivitu zkoumal také Safránek et al. (1982, pp. 161-168), kteří hodnotili EMG záznam dvou antagonistických svalů (m. biceps brachii, m. triceps brachii), a to bez rytmu a po přidání nejdříve pravidelného, a poté nepravidelného rytmu.

Co se pravidelného rytmu týká, autoři zjistili snížení variací v záznamu EMG, což je vedlo k závěru, že pravidelný rytmus by mohl potencovat efektivnější pořadí náboru motorických jednotek, než je tomu při běžném pohybu. Závěrem navrhovali použít tyto výsledky k aplikaci rytmu na terapii chůze, díky efektivnější práci svalů, a tím pádem i na stabilitu kloubů a další bonusy. Jako další možný přínos do praxe navrhovali použití rytmu na terapii hypertonických svalů, a to z důvodů zmíněných výše (snížení variací EMG, efektivnější nábor motorických jednotek) (Safránek et al., 1982, pp. 161-168).

Thaut et al. (2007, pp. 455-459) provedli porovnání chůze pacientů po CMP, zapojenými do terapie chůze s přidáním rytmu, s pacienty léčenými klasickými metodami. Výzkumu bylo podrobena 78 pacientů (43 rytmus, 35 klasická léčba) v časně fázi po CMP, jež absolvovali po 3 týdny každodenní trénink. Pacienti léčení pomocí rytmu vykazovali statisticky významné zlepšení oproti kontrolní skupině v rychlosti, délce kroku, kadenci a symetrii chůze.

## **5 Hodnocení kvality motorické představivosti**

Jelikož chůze je komplexním pohybem, poměrně náročným na představu, a jelikož je nutná reprezentace pohybu interně reprodukováná s nárokem na pohybovou paměť, vyžaduje dobré komunikační schopnosti a především dobré kognitivní funkce (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Jak již bylo zmíněno výše, studie zkoumající představu některými svými výstupy kvalitu představy hodnotily automaticky, viz mentální isochronie.

Další možností posouzení kognice a schopnosti představy jsou psychologické testy a chronometráž, která poskytuje informaci o zachování časové organizaci představy, avšak nevyovídá o "živosti" představy. Další a nejčastěji používanou metodou pro ověření motorické představivosti probandů jsou dotazníky (Guillot, Collet, 2005, pp. 387-397).

Nejčastěji využívaným dotazníkem ve studiích představy pohybu je potom Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R).

### **5.1. Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R)**

Movement Imagery Questionnaire-Revised je standardizovaný dotazník, dle něhož je hodnocena schopnost vizuální a kinestetické představy pohybu (Monsma et al., 2009). Skládá se ze 4 základních pohybů, jež si dotazovaný představuje. Proband stojí v napřímeném stoji s připaženými horními končetinami. Zmíněné 4 pohyby jsou: elevace nedominantní dolní končetiny, flexe trupu, abdukce a flexe nedominantní horní končetiny a dřep s výskokem. První částí každého úkolu je jeho samotná exekuce. Následně si subjekt představuje pohyb z pohledu 3. osoby. Poté opět každý pohyb provede a následuje představa z pohledu 1. osoby. Poté proband hodnotí obtížnost úkolu na škále 1-7 (1- velmi obtížná, 7-velmi snadná).

## 6 Povrchová elektromyografie (EMG)

Povrchová elektromyografie poskytuje prostřednictvím snímání bioelektrických signálů svalů obraz o neurálních mechanizmech pohybové kontroly (Krobot, Kolářová, 2011). Výhodou této metody je možnost poměrně snadného a neinvazivního snímání několika svalů současně v podstatě během jakéhokoliv pohybu.

Podstatou elektromyografie je snímání akčních potenciálů šířících se buněčnou membránou svalových vláken během kontrakce. V obraze povrchové elektromyografie je možno vidět výsledek sumované aktivity více aktivních svalových vláken.

Díky povrchové elektromyografii je možné zjistit několik charakterů svalové aktivity, jako například velikost svalové aktivity, timing (časová souslednost náboru) svalů, svalové synergie, svalovou únavu a další (Kolářová et al., 2014, p. 83).

V rámci měření EMG pracujeme se surovými daty, jež je nutné posléze zpracovat. Analýza EMG signálu je založena na předpokladu, že se jedná o víceméně náhodný signál, u něhož velikost směrodatných odchylek koresponduje s počtem a frekvencí pálení motorických jednotek. Analýza míry svalové aktivity je nejčastěji prováděna pomocí hodnocení změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Kolářová et al., 2014, p. 83).

K analýze amplitudy, jež byla využita pro tuto práci, je zapotřebí předešlého zpracování signálu, které zahrnuje rektifikaci a vyhlazení. Rektifikací se zamezí výskytu záporných hodnot EMG signálu, a to jejich eliminací, nebo převrácením do pozitivních hodnot. Principem vyhlazení je odstranění případných vysokofrekvenčních fluktuací signálu. To se děje pomocí vyhlazení jejich odchylky. Výsledný signál lze označit jako lineární obálku. K vyhlazení jsou nejčastěji využívány dva algoritmy, a to zprůměrování rektifikovaných hodnot ve vybraném časovém intervalu (AVR - average rectified value), nebo vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty (RMS - root mean square) (Krobot, Kolářová, 2011).

Způsob zpracování signálu v této práci bude popsán dále.

## 7 CÍLE A HYPOTÉZY

### 7.1 Cíl práce

Cílem práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů na obou dolních končetinách během rytmické chůze v představě, a to v sedu a ve stoji. Dále si práce kladla za cíl posoudit, zda při představě chůze dochází ke změně posturálních výchylek.

### 7.2 Hypotézy

Vzhledem k určenému cílu práce byla určeny následující hypotézy:

H<sub>0</sub>1: Svalová aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se nemění při rytmické představě chůze ve srovnání s klidem.

H<sub>A</sub>1: Svalová aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se při rytmické představě chůze ve srovnání s klidem mění.

H<sub>0</sub>2: Svalová aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se nemění při rytmické představě bezprostředně po realizaci chůze ve srovnání s klidem.

H<sub>A</sub>2: Svalová aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se při rytmické představě bezprostředně po realizaci chůze ve srovnání s klidem mění.

H<sub>0</sub>3: Během představy rytmické chůze nebo během představy rytmické chůze bezprostředně po realizaci chůze nedochází ke změně posturálních výchylek ve srovnání s klidem.

H<sub>A</sub>3: Během představy rytmické chůze nebo během představy rytmické chůze bezprostředně po realizaci chůze dochází ke změně posturálních výchylek ve srovnání s klidem.



$H_04$ : Aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se nemění během představy rytmické chůze ve srovnání s představou bez rytmu.

$H_A4$ : Aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se během představy rytmické chůze ve srovnání s představou bez rytmu mění.

## **8 METODIKA**

### **8.2 Charakteristika testovaných subjektů**

Do studie bylo zařazeno celkem 36 zdravých probandů - 23 žen a 13 mužů. Jednalo se především o studenty Univerzity Palackého v Olomouci. Všichni probandi byli ve věkové skupině 20 – 27 let s průměrnou výškou 164 cm ( $\pm 8,9$ ) a hmotností 68 kg ( $\pm 12,3$ ). Podmínkou pro zařazení do studie byla nepřítomnost akutního porážového stavu, neurologického, ortopedického nálezu, bolesti či kognitivního deficitu, které by mohli jakýmkoliv způsobem omezit či znemožnit měření. Současně měli všichni probandi dobrou motorickou představivost (hodnoceno MIQ-R, viz kapitola 8.3.1). Všechna měření byla realizována v prostorách kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice v Olomouci v pracovních dnech v odpoledních hodinách. Snahou bylo zajistit klidné prostředí se stálou teplotou. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o průběhu měření (viz příloha 1). Realizace experimentu byla schválena Etickou komisí FZV UP v rámci projektu IGA UP.

### **8.3 Realizace experimentu**

#### **8.3.1 Hodnocení kvality motorické představivosti**

Všichni probandi byli požádáni o vyplnění dotazníku o představě pohybu MIQ-R (viz příloha 2), jehož výsledek sloužil k určení podobnosti představy měřených subjektů, a také jako kritérium pro zařazení do studie. Pro informaci o kvalitě představy byli probandi rovněž požádáni během měření o subjektivní hodnocení každé představy, a to na škále od 1 do 4, kdy 1=velmi obtížně a 4=velmi snadno (viz příloha 4).

#### **8.3.2 Elektromyografické hodnocení svalové aktivity při představě chůze**

##### **8.3.2.1 Příprava probandů před měřením**

Svalová bříška vybraných svalů byla nejdříve palpačně ozřejměná při izometrické kontrakci svalů. Poté byla kůže nad jednotlivými svalovými bříškami očištěna abrazivní pastou, otřena navlhčeným ručníkem a následně osušena a u mužů (pokud to bylo nutné) i oholena. Následně zde byla aplikována vždy hybridní elektroda pro EMG snímání se zabudovaným akcelerometrem (Delsys<sup>®</sup>) paralelně se svalovými

vlákny, přičemž šipka znázorněná na elektrodě vždy směřovala kraniálně. Následně byly všechny elektrody zapnuty a jejich aktivita byla ozřejmena v programu.

Svalová aktivita byla snímána z následujících svalů:

1. kanál: m. tibialis anterior sin.
2. kanál: m. tibialis anterior dx.
3. kanál: m. gastrocnemius medialis sin.
4. kanál: m. gastrocnemius medialis dx.

Akcelerometrie byla zaznamenávána bilaterálně hybridní elektrodou na mm. tibiales anteriores, vzhledem k případnému projevu pohybu dolních končetin.

### **8.3.2.2 Vlastní průběh měření**

Výchozí polohou pro všechny testované situace a probandy byl sed a stoj v napřimení, s chodidly na šířku pánve a horními končetinami volně visícími podél těla nejprve bez vnějšího vlivu, a poté za poslouchání rytmu. Pořadí jednotlivých úkolů bylo pro všechny probandy stejné a neměnné, avšak pořadí výchozích pozic, ve které úkoly byly prováděny, bylo randomizované. K udání rytmu byl použit metronom o frekvenci 110 úderů za minutu.

Postavení dolních končetin bylo zachováno ve stejné pozici jak během sedu, tak stoje. Následně ke zhodnocení cílů práce byla snímána svalová aktivita během níže uvedených situací v následujícím pořadí:

1) Jako referenční hodnota sloužila klidová svalová aktivita měřená vždy ve výchozí poloze (sed či stoj), s otevřenýma očima, čelem k bílému plátnu. Proband si představoval, že zpívá píseň Happy Birthday, a to pro zamezení nežádoucích představ. Tato představa trvala 15s.

2) Proband byl instruován k co nejpřesnější kinestetické představě chůze po chodbě, přičemž výchozí pozice, včetně otevřených očí, zůstala zachována. Fotografie chodby mu byla předložena před provedením úkolu pro lepší představu. Proband pokračoval v představě chůze do doby, než dostal od autorů práce pokyn k ukončení aktivity. Představa opět trvala 15s.

3) Proband byl instruován k provedení vlastní chůze po chodbě dlouhé 25 m.

4) Následným úkolem byla znovu klidová situace (viz úkol 1).

5) Proband byl instruován k opětovné a co nejpřesnější kinestetické představě chůze po téže chodbě. Představa probíhala opět ve výchozí poloze, s otevřenými očima, čelem k plátnu. Představa rovněž trvala 15s (fotografie jednotlivých situací viz příloha).

Pro informaci o kvalitě představy byli probandi požádáni o subjektivní hodnocení každé představy, a to na škále od 1 do 4, kdy 1=velmi obtížně a 4=velmi snadno.

## **8.4 Zpracování dat**

### **8.4.1 Zpracování dat elektromyografie a akcelerometrie**

Zpracování elektromyografického záznamu probíhalo v programu EMGworks®Analysis, kde byl vybrán záznam v časovém úseku 1-11s. Poté, z rektifikovaného záznamu tohoto úseku, bylo provedeno RMS (Root Mean Square), přičemž velikost okna byla 0,25s a překrytí okna 0,05s. Dále byla data převedena do programu Microsoft Office Excel, kde došlo ke zprůměrování dat jednotlivých svalů. Rovněž z úseku 1-11s byl rektifikován záznam akcelerometru, po čemž následovalo opět zprůměrování dat v témže programu jako EMG.

### **8.4.2 Statistické zpracování dat**

Statistické zpracování dat proběhlo v programu STATISTICA, kde byla nejdříve ověřena normalita rozdílů porovnávaných úkolů, a to popisnou statistikou - ověřením normality - pomocí Shapiro-Wilkova testu, kde normalitu podmiňovalo  $p > 0,05$ . Vzhledem k charakteru výsledků této studie, kde nebylo zjištěno normální rozložení dat, bylo dále postupováno neparametrickými statistikami, a to porovnáním dvou závislých vzorků, konkrétně Wilcoxonovým párovým testem. Hladina statistické významnosti byla určena  $p < 0,05$ .

## 9 VÝSLEDKY

Data v tabulkách (Tab. 1 a Tab. 2) zobrazují výsledky měření aspektem průměru, mediánu a směrodatné odchylky v elektromyografické hodnotě vybraných svalů dolních končetin při úkolech s rytmickým inputem.

**Tab. 1** Základní popisné statistiky úkolů s rytmem v sedu

	K1_sed [ $\mu$ V]			P1_sed [ $\mu$ V]			K2_sed [ $\mu$ V]			P2_sed [ $\mu$ V]		
	X	Med	SD	X	Med	SD	X	Med	SD	X	Med	SD
m.TA sin.	3,87	3,64	1,24	3,94	3,6	1,45	4,04	3,42	1,83	3,93	3,37	1,73
m.TA dx.	4,76	4,11	2,72	4,61	3,88	2,62	4,95	3,54	4,47	4,43	3,57	2,73
m.GM sin.	3,37	3,11	1,37	3,52	3,24	1,63	3,88	3,04	2,47	3,6	2,99	1,87
m.GM dx.	3,43	3,15	1,62	3,43	3,13	1,58	3,69	3,2	2,36	3,54	3,21	1,68

**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze, m.TA-musculus tibialis anterior, m.GM-musculus gastrocnemius medialis, sin.-sinistra, dx.-dextra,  $\mu$ V-mikroVolt, X-průměr, Med-medián, SD-směrodatná odchylka

**Tab. 2** Základní popisné statistiky úkolů s rytmem ve stoji

	K1_stoj [ $\mu$ V]			P1_stoj [ $\mu$ V]			K2_stoj [ $\mu$ V]			P2_stoj [ $\mu$ V]		
	X	Med	SD	X	Med	SD	X	Med	SD	X	Med	SD
m.TA sin.	4,13	3,62	1,68	4,05	3,72	1,62	4,61	3,88	2,23	4,74	3,75	2,93
m.TA dx.	5,31	3,67	4,32	5,01	3,72	4,15	5,08	3,59	4,25	4,62	3,61	3,32
m.GM sin.	6,6	5,43	3,44	7,23	6,83	4,53	8,65	5,6	7,7	8,24	5,99	6,02
m.GM dx.	6,55	5,85	4,3	6,66	5,64	4,74	6,07	5	3,27	6,4	5,56	3,43

**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze, m.TA-musculus tibialis anterior, m.GM-musculus gastrocnemius medialis, sin.-sinistra, dx.-dextra,  $\mu$ V-mikroVolt, X-průměr, Med-medián, SD-směrodatná odchylka

Cílem bylo objasnit, jaká je svalová aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales při jednotlivých úkolech v pozici sedu a stoji. Hodnocenými situacemi byl klid (K1), představa (P1), klid po realizaci chůze (K2) a představa po realizaci chůze (P2).

## 9.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu **H<sub>01</sub>** "Svalová aktivita *mm. tibiales anteriores* a *mm. gastrocnemii mediales* se nemění při rytmické představě chůze ve srovnání s klidem." nelze zamítnout pro žádný z testovaných svalů.

Hypotézu **H<sub>A1</sub>** "Svalová aktivita *mm. tibiales anteriores* a *mm. gastrocnemii mediales* se při rytmické představě chůze ve srovnání s klidem mění." lze zamítnout pro všechny testované svaly.

Hypotézu **H<sub>02</sub>** "Svalová aktivita *mm. tibiales anteriores* a *mm. gastrocnemii mediales* se nemění při rytmické představě bezprostředně po realizaci chůze ve srovnání s klidem." zamítáme pro *m. tibialis anterior* sin. ( $p=0,042$ ), *m. tibialis anterior* dx. ( $p=0,029$ ) a *m. gastrocnemius medialis* sin. ( $p=0,001$ ) v pozici vsedě.

Hypotézu **H<sub>A2</sub>** "Svalová aktivita *mm. tibiales anteriores* a *mm. gastrocnemii mediales* se při rytmické představě bezprostředně po realizaci chůze ve srovnání s klidem mění." zamítáme pro *m. gastrocnemius medialis* dx v pozici vsedě a pro všechny testované svaly v pozici stoje.

Hypotézu **H<sub>03</sub>** "Během představy rytmické chůze nebo během představy rytmické chůze bezprostředně po realizaci chůze nedochází ke změně posturálních vychylek ve srovnání s klidem." nelze zamítnout pro žádnou testovanou situaci.

Hypotézu **H<sub>A3</sub>** "Během představy rytmické chůze nebo během představy rytmické chůze bezprostředně po realizaci chůze dochází ke změně posturálních vychylek ve srovnání s klidem." zamítáme pro všechny testované situace.

Hypotézu **H<sub>04</sub>** "Aktivita *mm. tibiales anteriores* a *mm. gastrocnemii mediales* se nemění během představy rytmické chůze ve srovnání s představou bez rytmu." zamítáme pro všechny vyšetřované svaly (*mm. tibiales ant.* sin. et dx.:  $p=0,031$ ;  $0,013$ ,

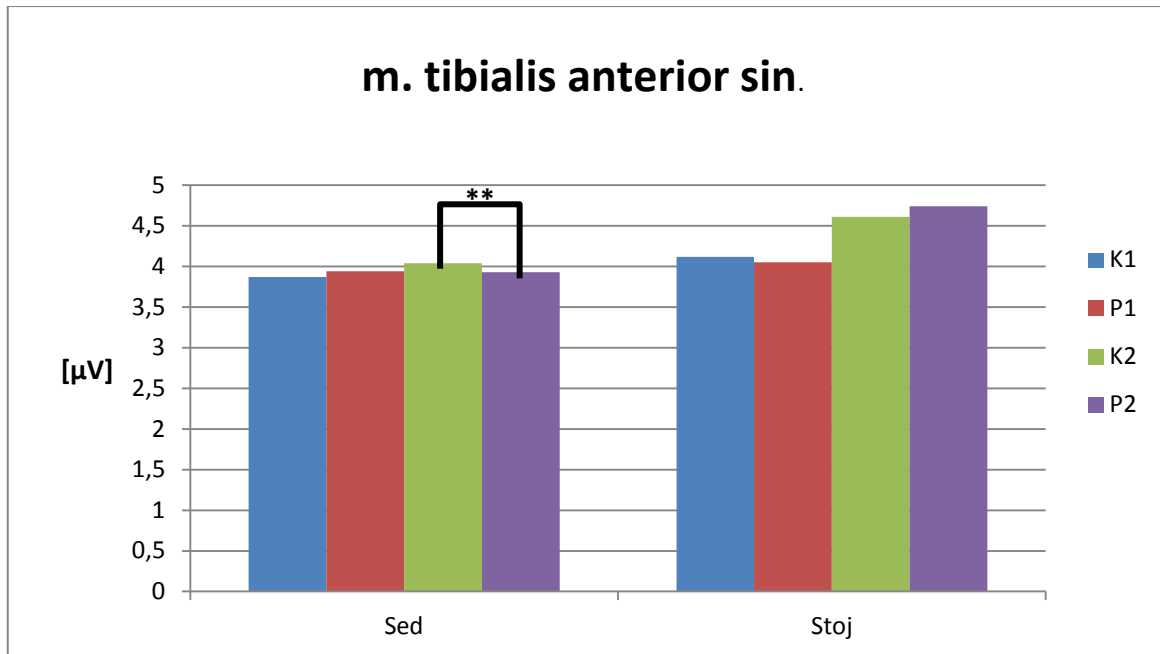
mm. gastrocnemii med. sin. et dx.:  $p=0,041$ ;  $0,001$ ) během iniciální představy v pozici vsedě a pro m. tibialis anterior sin. v pozici vestoje ( $p=0,0004$ ).

Hypotézu **H<sub>A4</sub>** "*Aktivita mm. tibiales anteriores a mm. gastrocnemii mediales se během představy rytmické chůze ve srovnání s představou bez rytmu mění.*" zamítáme mm. gastrocnemii med. sin. et dx. a m. tibialis anterior dx. během iniciální představy vestoje a pro všechny testované svaly během představy po realizaci chůze.

Na grafech 1-4 (str. 40-41) jsou znázorněny průměry svalové aktivity svalů při jednotlivých úkolech s přidáním rytmu.

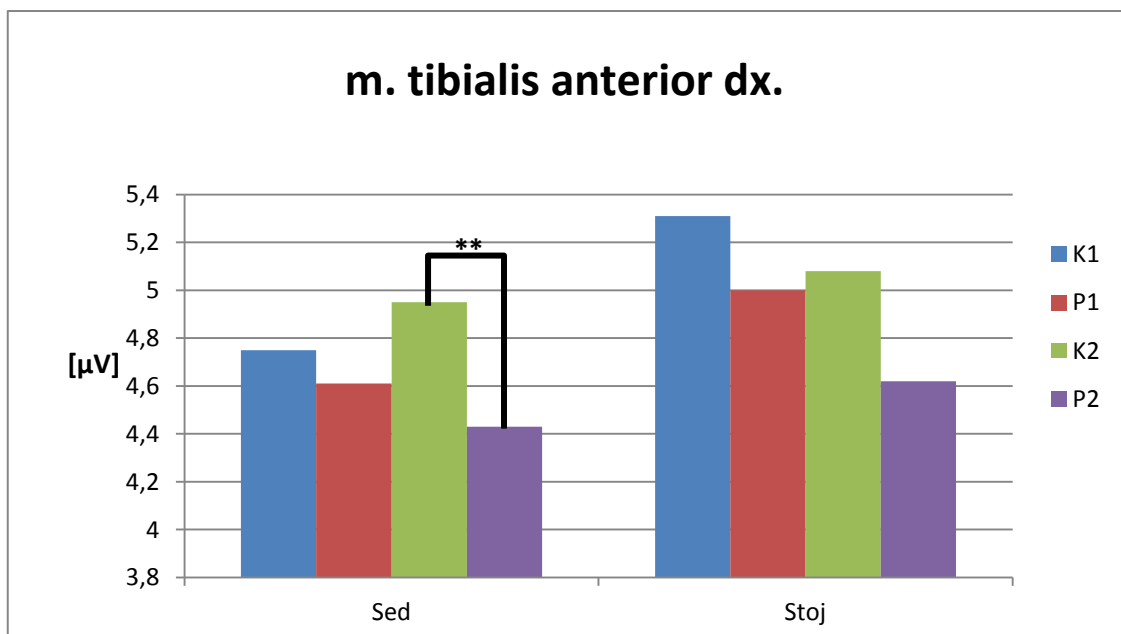
Na grafech 5 a 6 (str. 42) jsou znázorněny průměry svalové aktivity jednotlivých úkolů představy bez vnějšího vlivu a po přidání rytmu z metronomu.

**Graf 1** Aktivita m. tibialis anterior sin. při úkolech s rytmickým inputem



**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze, \*\* -  $p < 0,05$

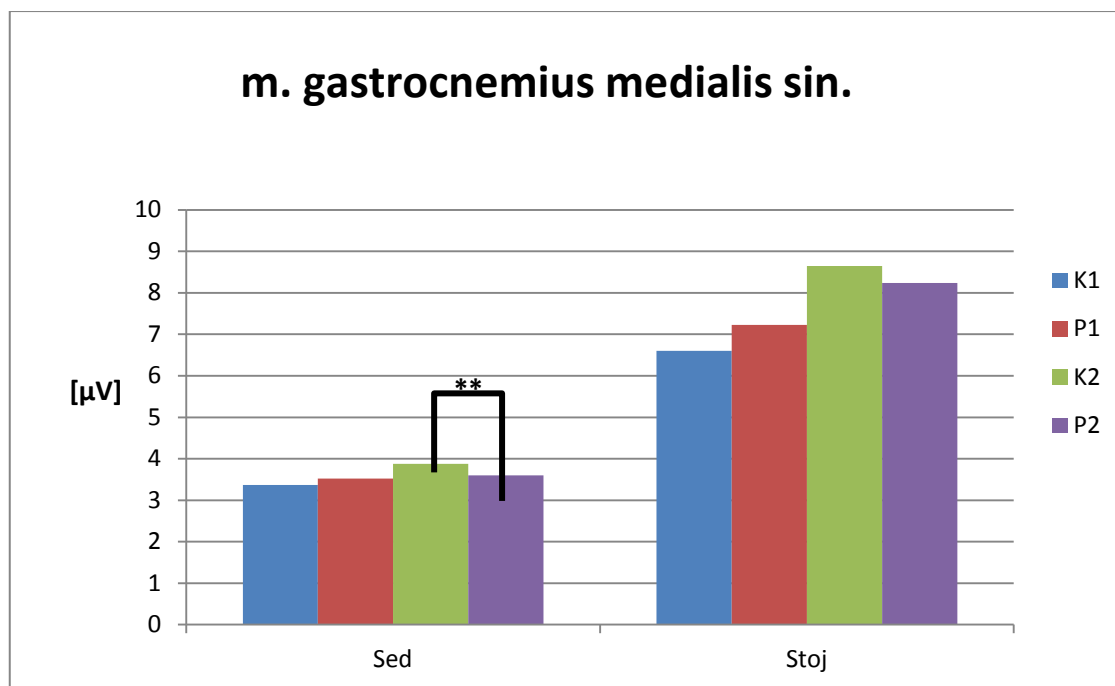
**Graf 2** Aktivita m. tibialis anterior dx. při úkolech s rytmickým inputem



**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze, \*\* -  $p < 0,05$

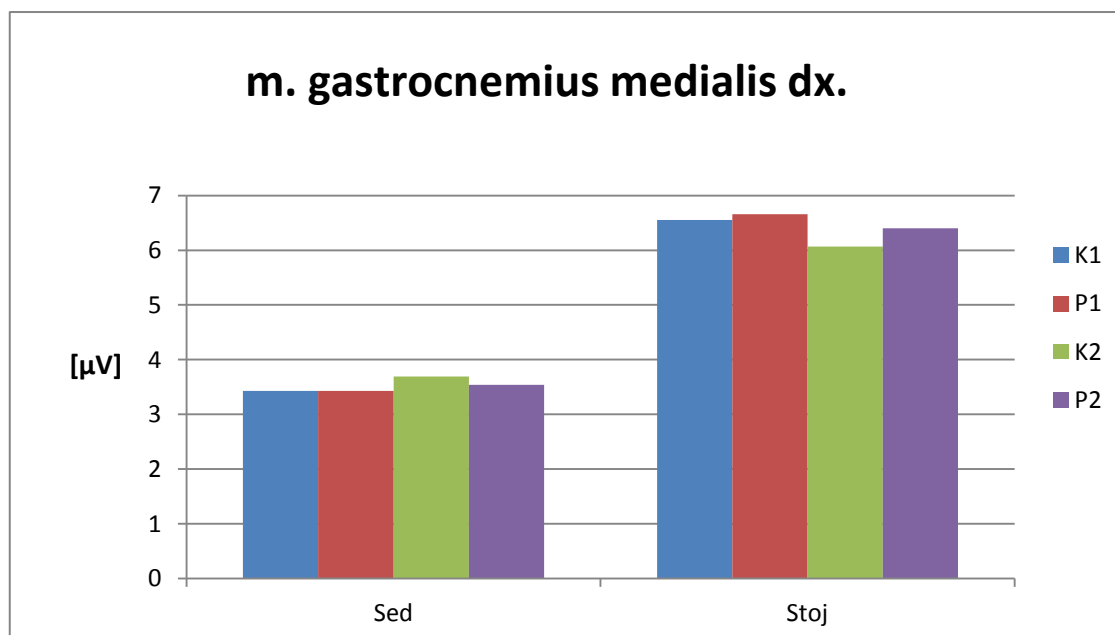


**Graf 3** Aktivita m. gastrocnemius medialis sin. při úkolech s rytmickým inputem



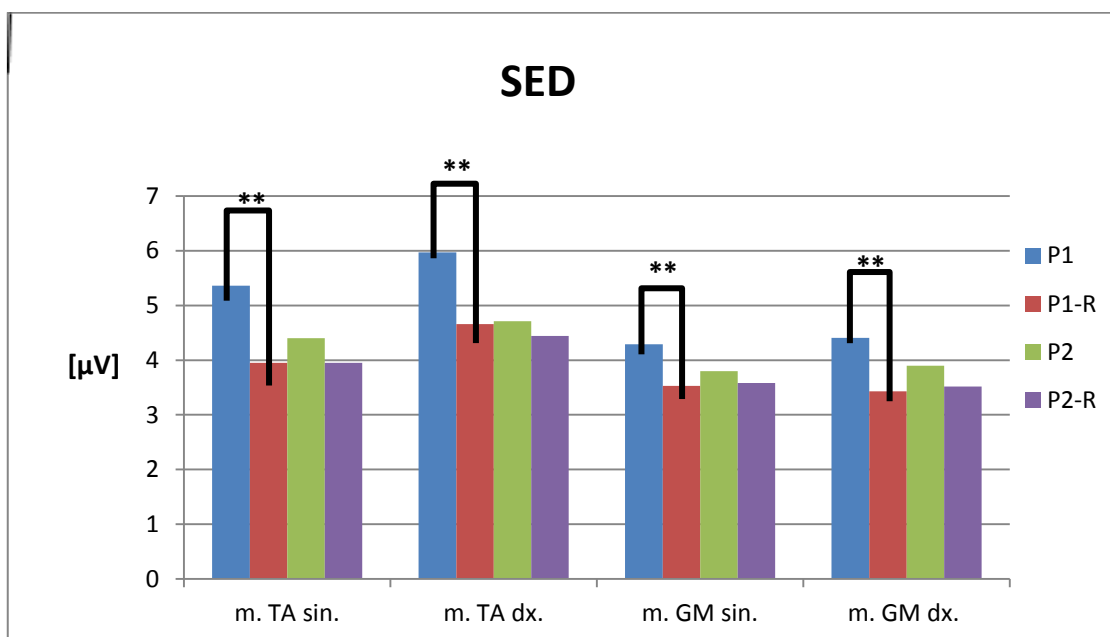
**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze, \*\* -  $p < 0,05$

**Graf 4** Aktivita m. gastrocnemius medialis dx. při úkolech s rytmickým inputem



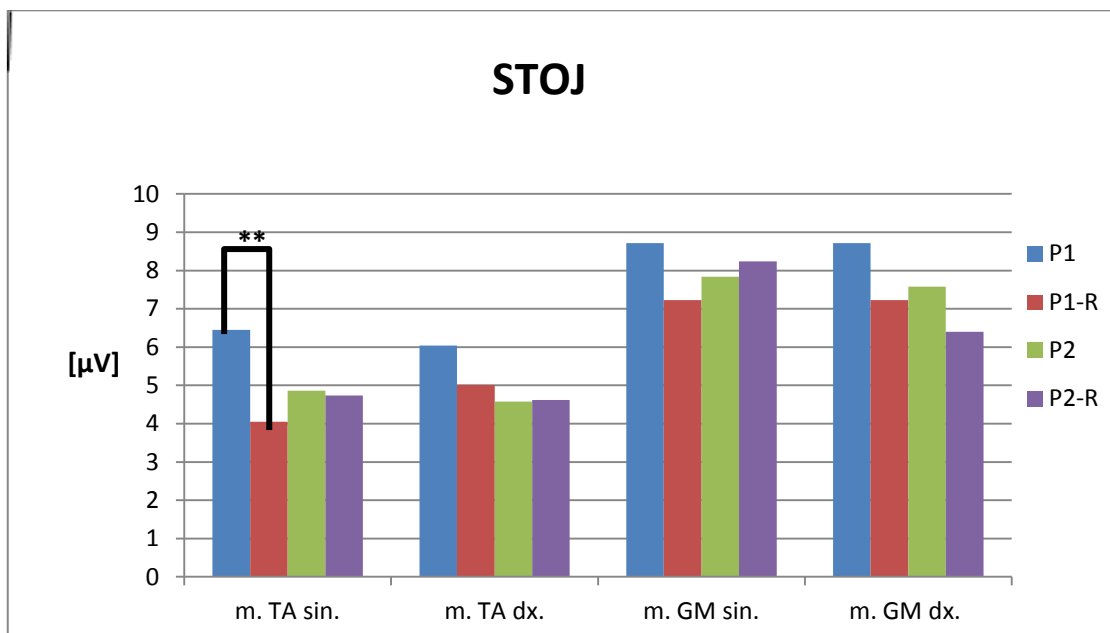
**Legenda:** K1-iniciální sed, P1-představa, K2-klid po realizaci chůze, P2-představa po realizaci chůze

**Graf 5** Aktivita svalů v představě bez rytmu a s rytmem v sedu



**Legenda:** m. TA-musculus tibialis anterior, m. GM-musculus gastrocnemius medialis, P1-představa, P1-R-představa s rytmem, P2-představa po realizaci chůze, P2-R-představa s rytmem po realizaci chůze, \*\*-  $p < 0,05$

**Graf 6** Aktivita svalů v představě bez rytmu a s rytmem ve stoji



**Legenda:** m. TA-musculus tibialis anterior, m. GM-musculus gastrocnemius medialis, P1-představa, P1-R-představa s rytmem, P2-představa po realizaci chůze, P2-R-představa s rytmem po realizaci chůze, \*\*-  $p < 0,05$

## 10 DISKUSE

Představa pohybu, jakožto metoda, při níž si jedinec představuje daný pohyb, aniž by ho reálně vykonával, je v posledních letech častým předmětem zkoumání (Mulder, 2007, pp. 1265-1278; Hallett et al., 1994, pp. 1469-1825; Sirigu et al., 1995, pp. 997-1001; Jeannerod, 2001, pp. 103-109; Kimberley et al., 2006, pp. 268-277; Decety, Grezes, 1999, pp. 172–178; Kim et al., 2010, p. 134).

Jako již bylo uvedeno výše, důkazy o účinnosti představy pohybu byly přinášeny především díky zjištěné podobnosti představy s reálným pohybem v různých aspektech. Mnohé studii se zabývaly touto souvislostí pohledem zapojení mozkových řídicích center, jež vykazovaly shodu v charakteru aktivity při imaginaci jako při exekuci (Stippich et al., 2002, pp. 50-54; Ehrsson, 2003, pp. 3304-3316; Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Rovněž charakter představy v pohledu například časoprostorovém je podobný samotné exekuci pohybu. Tento jev, jak je zmíněno výše, je nazýván mentální isochronií (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Podobnost představy a reálného pohybu byla prokázána také aspektem svalové aktivity, například pomocí EMG, kde byla zaznamenána vyšší aktivita při představě větší zátěže. Podobné tendence byly zjištěny také pohledem kardiovaskulárního a respiračního systému (Lotze, Halsband, 2006, pp.386-395; Fusi et al., 2005, pp. 223-228).

Pro objasnění vlivu představy pohybu byla studii ve většině případů zkoumána především aktivita horních končetin (Stevens et al., 2003, pp. 1090-1093; Mateo et al. 2015, p. 234; Kimberley et al., 2006, pp. 268-277). Co se týká představy pohybů dolních končetin, velmi často se jedná o jednoduché analytické pohyby, jako je například dorziflexe hlezna nebo stoj na špičkách (Lemos et al., 2014, pp. 101-105).

Představa chůze poté byla hodnocena zejména posouzením zlepšení stavu u pacientů s neurologickými defekty dolních končetin, způsobenými například cévní mozkovou příhodou, spinálním úrazem nebo Parkinsonovou chorobou (Bae et al., 2015, pp.3245-3248; Cramer et al., 2007, pp. 233-242).

Druhým důvodem pro hodnocení chůze byla ve studiích snaha o zjištění podobnosti zapojení řídicích center do její představy, podobně jako u výše zmíněných aktivit (Iseki et al., 2008, pp. 1021-1031), a také přítomnosti již rovněž zmíněné mentální isochronie (Bakker et al., 2007, pp.497-504; Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Z předešlých slov vyplývá, že na problematiku představy chůze již bylo nahlíženo aspektem několika metod, avšak stále chybí dostatečná evidence o změnách svalové aktivity při představě.

Aktivitou svalů při představě, aspektem povrchové elektromyografie, se studie zabývaly především u pohybů na horní končetině. Zmíněnými pohyby byly především flexe a extenze v loketním kloubu, a snímanými svaly tedy m. biceps brachii a m. triceps brachii. V těchto studiích poté byla prokázána zvýšená svalová aktivita ve srovnání s klidem (Wilson et al., 2010, pp. 417-425; Lebon et al., 2008, pp. 181-185).

Pro tuto práci jsme tedy zvolili posouzení změny svalové aktivity při představě komplexnějšího pohybu, a to chůze, jakožto jednoho ze základních motorických projevů člověka, abychom zjistili, zdali je tendence ke zvyšování aktivity svalů přítomna také zde.

V následujících kapitolách diskuse je přiblíženo několik aspektů představy pohybu, jež byly určující pro vypracování metodiky této práce.

## **10.1 Přínos představy pohybu**

Přínos představy pohybu vzhledem ke zlepšení motorického projevu a funkcí již ocenili například autoři studií v oblasti sportu, kde je v současnosti představy hojně využíváno. Již v 90. století se v profesionálním sportu rozšiřovala tréninková modalita v podobě představy a vizualizace výkonu a trenéři byli podněcováni k jejímu využívání, jelikož bylo dokázáno, že pomocí imaginace se lze pohyb učit, ale rovněž také zdokonalovat a zpřesňovat pohyb již naučený (Sheikh, Korn, 1994, pp. 54-64). Dnes dokonce existují i ucelené metodiky aplikace této metody do sportu (Guillot, Collet, 2008, pp. 31-44).

Pro rehabilitaci nemocných přináší představa chůze benefit především v její celkové nenáročnosti, ať už na časové, prostorové nebo personální nároky. Využití poté nachází zejména v časně fázi rehabilitace, a to u pacientů, již jsou různým způsobem limitováni aspektem mobility a schopnosti lokomoce jako takové (Mulder, 2007, pp. 1265-1278; Kim et al., 2010, p. 134).

Přínos představy pohybu v rehabilitaci je dokázán a do praxe aplikován pro léčbu pacientů především s neurologickým defektem, způsobeným například cévní mozkovou příhodou, Parkinsonovou chorobou, spinálním úrazem nebo chronickou bolestí zad (Dunsky et al., 2008, pp. 2223; Guillot et al., 2012, pp. 10-22; Peterson et al., 2014, pp. 995-1005; Vrana et al., 2015; Cramer et al., 2007, pp. 233-242).

Jako příklad lze uvést studii Kima a Leeho (2015, pp. 2289-2291), kteří zjistili funkční zlepšení v "aktivitách běžného života", tj. v rámci sebeobsluhy apod., a to formou funkčních testů horní končetiny (Fugl-Meyer Assessment-Upper Extremity a Wolf Motor Function Test). Výsledky funkčních testů hovořily ve prospěch skupiny s představou pohybu oproti skupině experimentální. Výsledek posloužil jako další evidence prospěchu zařazení představy pohybu do terapie po CMP.

Tvrzení o benefitu představy pohybu pro neurologicky nemocné jedince potvrdili v poslední době ve své práci Kraft et al. (2015, pp. 329-337), kteří u pacientů v subakutní fázi CMP zkoumali změnu aktivity mozku během představy pohybu a zároveň porovnávali aktivitu aspektem zapojení obou hemisfér. Výsledkem byla vyváženější kortikální aktivita při představě ve srovnání s reálným provedením pohybu, a to především v oblasti premotorického kortexu. Zároveň docházelo ke změně aktivity v kortikální aktivitě kontralaterálně ke straně léze.

Tyto výsledky tedy poukazují na zachovalou mezihemisferickou bilanci aktivity při zapojení mozkových řídicích center během představy pohybu v subakutní fázi CMP. Z těchto zjištění lze tedy opět považovat zařazení představy pohybu do časně rehabilitace u pacientů po CMP za opodstatněné (Kraft et al., 2015, pp. 329-337).

## 10.2 Zapojení mozkových řídicích center do představy

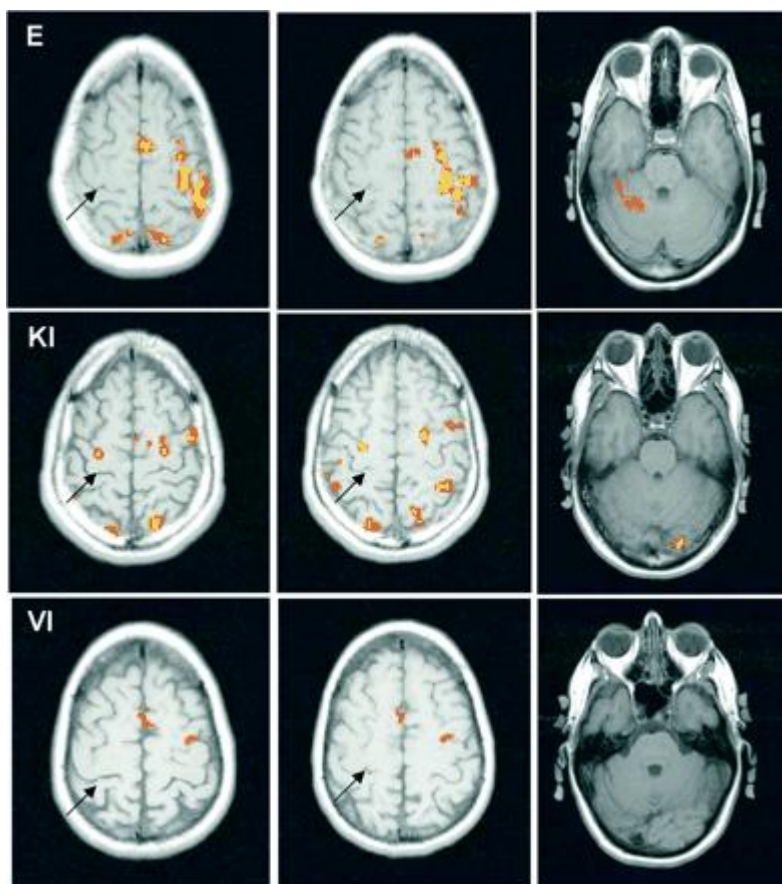
O podobnosti zapojení kortikálních center do představy a do reálného pohybu již bylo v této práci zmiňováno několikrát. Solodkin et al. (2004, pp. 1246-1255) uvádějí, že rozdíl v tomto zapojení je pouze v míře aktivity.

Těmito centry jsou především primární motorická korová oblast (M1), premotorická korová oblast (PMC), suplementární motorická korová oblast (SMA), primární a sekundární somatosenzorická oblast (S1 a S2), kůra parietálního laloku (PAR), mozeček a bazální ganglia (Solodkin et al, 2004, pp. 1246-1255; Bakker et al., 2008, pp. 998-1010; Lotze, Halsband, 2006, pp.386-395).

Solodkin et al. (2004, pp. 1246-1255) provedli rozsáhlou analýzu míry zapojení mozkových center a jejich vzájemné koordinace při představě a provedení pohybu. Zjistili, dle očekávání, že při exekuci pohybu docházelo celkově k větší míře zapojení mozkových center, nikoliv však výrazně (oproti kinestetické představě).

Pro lepší ilustraci je možné tyto změny pozorovat v následujících obrazech magnetické rezonance (viz obr. 3, str. 47).

**Obr. 3** Míra zapojení mozkových řídicích center při různých aktivitách (Solodkin, 2004)



**Legenda:** E-exekuce pohybu, KI-kinestetická představa, VI-visuální představa. První a druhý sloupec znázorňuje horizontální řezy v rovině primární motorické oblasti pro řízení horní končetiny. Pro orientaci, šipky míří do oblasti centrálního sulcu. Třetí sloupec pak prezentuje horizontální řez v rovině mozečku.

Z obrázku je patrné výraznější zapojení center při exekuci pohybu než při obou typech představ. Lze rovněž pozorovat větší aktivitu při představě kinestetické než při představě visuální.

Solodkin et al. (2004, pp. 1246-1255) však nehodnotili pouze míru zapojení, ale zkoumali rovněž efektivitu spojení, a tedy vzájemné vlivy, mezi jednotlivými řídicími centry. Zde zjistili rozdíl v zapojení primární motorické oblasti aspektem jejího ovlivnění z ostatních center.

Při exekuci pohybu docházelo k největšímu ovlivňování M1 z PMC a PAR, přičemž input z SMA, mozečku a S1 byl slabší. Při kinestetické představě došlo ke změně ve vlivu SMA na M1, kde je v porovnání s ostatními vlivy a exekucí pohybu

vztah výraznější. Oproti tomu efektivní vliv z PMC oproti exekuci zeslábnul. Vliv mozečku na M1 byl obou případech spíše v pozadí jiných vlivů.

Prokázání o podobnosti fungování těchto center při exekuci a představě pohybu spočívalo poté především ve vzájemné míře ovlivnění ostatních center mezi sebou (PAR na PCM a S1; S1 na M1; mozeček na M1, PCM a PAR; SMA na PCM). Při pohledu na tyto relace je třeba brát v potaz, že se zde jedná o podobnosti poměru vlivu vůči ostatním částem schématu, nikoliv o samotnou míru vlivu.

Pokud se studie zabývající se problematikou centrálního řízení představy v něčem rozcházejí, je to otázka zapojení primární motorické kůry (M1) do tohoto procesu. Lotze a Hansbald (2006, pp.386-395) při řešení tohoto problému míří především do oblasti organizace samotné organizace motorického systému. Pokud by totiž, jak se často uvádí, byla M1 zodpovědná pouze za exekutivní část pohybu, nebyla by při představě očekávána žádná změna její aktivity vůči klidu, a pokud by se tak dělo, měla by tato tendence být přisouzena pouze nedetekovanému pohybu během představy.

Několik studií, používajících funkční magnetickou rezonanci, objevilo změnu aktivity M1, avšak autoři těchto výzkumů se nevyvarovali možné svalové aktivitě a následnému pohybu. Avšak nutno zmínit, že některé studie již s tímto limitem počítaly a byly ošetřeny použitím EMG pro kontrolu svalové aktivity, jakožto předpokládanému příznaku pohybu, a přitom rovněž došly k závěru, že M1 je při představě pohybu aktivována.

Další studie, používající pro objasnění této aktivity magnetoencefalografii (MEG) nebo transkraniální magnetickou stimulaci (TMS), ve kterých byla také kontrolována EMG aktivita, rovněž prokázaly zapojení M1 do představy. Naproti tomu studie s pomocí pozitronové emisní tomografie (PET) toto zapojení neprokázaly (Lafleur et al., 2002, pp. 142-157; Lang et al., 1996, pp. 125-129; Pascual-Leone, 1995, pp. 1037-1045; Stephan et al., 1995, pp. 373-386).

V kostce lze říci, s ohlednutím na výše zmíněné výsledky, že v této problematice zatím nebylo dosaženo jasného závěru, což lze přisoudit nejspíše dvěma základním faktům, jež byly zaznamenány ve studiích. Prvním je ten, že aktivita M1 při představě pohybu je z časového hlediska přítomna ve výrazně kratší periodě než při samotné



exekuci. To může zapříčinit, že elektrofyziologické zobrazovací metody tuto aktivitu zachytí, avšak u metod se slabším časovým rozlišením, jako je PET, toto zachyceno není. Druhým možným důvodem má své základy v technice představy. Představa velmi jednoduchých pohybů (ve studiích dosažená například usnadněním pomocí exekuce pohybu předcházející představě) totiž vykazovala větší soustředění aktivity v M1, na rozdíl od komplexnějších pohybů (Lotze a Hansbald, 2006, pp.386-395).

K pochopení tohoto problému, kdy se aktivita M1 při představě dle některých autorů snižuje, ne-li zcela mizí, nám může napomoci již zmíněná studie Solodkina et al. (2004, pp. 1246-1255). Jedním z výsledků jejich práce totiž bylo zjištění, že zatímco během exekuce pohybu má suplementární motorická oblast (SMA) a kůra parietálního laloku (PAR) na M1 pouze mírný, a to pozitivní vliv, při představě pohybu je tento vliv o poznání výraznější. Zároveň se zde z vlivu pozitivního stává vliv negativní. Tyto negativní hodnoty v otázce vlivu SMA a PAR na M1 lze interpretovat jako efekt suprese (potlačení) případných zevních motorických projevů. Autoři upřednostňují termín "suprese" před označením "inhibice" v klasickém fyziologickém smyslu, jelikož při hodnocení funkční magnetické rezonance jsou inhibiční a excitační vlivy hodnoceny aspektem její závislosti na hladinu kyslíku v krvi.

Z hlediska neuroanatomie je třeba poté zmínit roli SMA a PAR v řízení motoriky. Hlavní význam SMA spočívá v programování vzorců úmyslných pohybů. PAR dostává informace ze somatosenzorické a zrakové korové oblasti a předá je do prefrontální, premotorické a suplementární motorické oblasti. Má za úkol zpracovávat informace, které mozek poté využije k vytvoření plánu a programu pohybu (Rokyta et al., 2015, pp. 524-528).

Vliv SMA je kromě potlačení aktivity M1 nejspíše důležitý i v otázce zvýšení svalového tonu a kortikospinální excitability při představě. Kromě M1 má totiž také SMA spolu s premotorickým kortexem (PMC) k dispozici přímé projekce do míchy, procházející skrz capsula interna, které sousedí s "hlavní" kortiko-spinální dráhou začínající z M1 (Morecraft et al., 2002, pp. 176-198; Rokyta et al., 2015, pp. 524-528).

Vzhledem k faktu, že M1, jakožto potenciální iniciátor zvýšení svalového tonu, nebyla vždy při měřeních aktivní, lze SMA a PMC považovat za hlavní činitele

v tomto procesu. S ohlédnutím na tento vliv lze poté spekulovat, která z těchto dvou částí řídicího systému je zodpovědná za zvýšený svalový tonus více. Na jednu stranu, SMA se více projevuje vlivem na M1, což by napovídalo faktu, že při představě tímto dochází ke koordinaci mezi přípravou a samotnou exekucí pohybu. Na stranu druhou, aktivita PMC byla při představě proporcionálně výraznější, tudíž by byl vliv představy zaměřen přímo na spinální kontakty. Vzhledem k nedostatku důkazů o těchto vlivech zatím nelze se stoprocentní jistotou říci, který z výše zmíněných důvodů je ten hlavní, avšak obecně je studiemi představa pohybu považována spíše za součást přípravy pohybu (Solodkin et al., 2004, pp. 1246-1255).

### **10.3 Řízení lokomoce aplikované na představu**

Jak známo, řízení chůze na neurální úrovni je komplexní mechanismus, vyžadující interakci mezi generováním rytmické chůze, balancí a adaptací pohybů na motivační a enviromentální požadavky (Bakker et al., 2008, pp. 998-1010). Autoři mnoha studií přinesli důkaz o existenci tzv. centrálních generátorů lokomoce, tj. míšních sítí generujících rytmický pohyb. Tyto generátory jsou poté ovlivňovány vjemy z několika úrovní nervového systému, a to supraspinálními centry, senzorickými a neuromodulačními vlivy apod. (MacKay-Lyons, 2002, s. 69-83).

Ze supraspinálních center ovlivňujících chůzi se poté jako klíčová součást uvádí tzv. mezencefalická lokomoční oblast (Králiček, 2004, p. 141). Avšak jako další supraspinální část modulující chůzi autoři uvádí také ostatní centra v mozkovém kmeni (Cevallos, 2015, pp. 223-232).

Chůze je z velké části produkována centrálními generátory lokomoce a již zmíněným mozkovým kmenem, avšak u člověka je pro generování chůze stále nutná kortikální aktivita, což lze podložit studiemi s pacienty po spinálních úrazech, jejichž následkem došlo k paraplegii. Tito pacienti jsou schopni pouze asistované chůze, a to navíc s odlehčením jejich hmotnosti (Forsberg et al., 1991, pp. 259-273; Wernig et al., 1995, pp. 823-829; Dietz et al., 2002, pp. 2626-2634).

Další oblastí podílející se na řízení lokomoce je opět suplementární motorická oblast (SMA), jejíž funkce spočívá, stejně jako u jiných pohybů, v iniciaci chůze.

Zbýlými supraspinálními systémy podílejícími se na tvorbě lokomočního cyklu jsou, rovněž v souladu s řízením motoriky jako takové, M1 a S1 (Cevallos, 2015, pp. 223-232).

V problematice vlivu supraspinálních center na velikost svalového tonu se předpokládá dominantní vliv mezencefalické lokomoční oblasti a pedunkulopontinních jader (PPN), tudíž struktur středního mozku.

Všeobecně lze dle studií říci, že mezencefalická lokomoční oblast má na svalový tonus při chůzi excitační vliv, zatímco PPN mají v otázce napětí svalů vliv inhibiční. Prolínání těchto dvou vlivů, tedy jejich vzájemná inhibice, spolu s míšní aktivitou, poté určuje finální svalový tonus a plynulost chůze (Cevallos, 2015, pp. 223-232).

Co se týká zapojení řídicích center při představě chůze, Bakker et al.(2008, pp. 998-1010) zjistili zvýšené zapojení především premotorické korové oblasti, parietální korové oblasti a putamen. Při prodloužení představované trasy chůze poté došlo ke zvýšení aktivity suplementární motorické kůry a mozečku, což autoři přikládají jejich funkci při časování pohybu. SMA navíc má, jak již bylo zmíněno, za úkol především plánovací fázi pohybu, což s tímto zjištěním koresponduje.

#### **10.4 Problematika typu představy**

Jak bylo zmíněno již výše, v rehabilitaci i studiích je využíváno dvou typů představ, které rozlišujeme. První je představa kinestetická (interní), a tou druhou představa visuální (externí). Jiným rozdělením používajícím odlišnou terminologii je poté dělení na představu 1. a 3. osoby. U prvního typu si jedinec představuje sám sebe konajícího pohyb, ve druhé je pouze "pozorovatelem" dané aktivity. Studie porovnávali mimo jiné i to, který z těchto typů je optimálnější pro terapii.

Autoři se shodují, vzhledem k výsledkům zobrazovacích metod monitorujících mozkovou aktivitu, ale také výstupním hodnotám, jako je například chronometrie, že kinestetická představa vykazuje v těchto ohledech větší podobnost se samotnou exekucí pohybu, než představa visuální, z čehož plyne, že představa kinestetická je svými vlastnostmi bližší samotnému provedení pohybu (Bakker et al., 2008, pp. 998-1010).

To potvrdili ve své studii například Kim et al. (2010, pp. 134-145), kteří mimo jiné porovnávali výsledky terapie pomocí obou druhů imaginace na kvantitativní vlastnosti chůze, rozsah pohybu kloubů při chůzi a elektromyografii u pacientů po CMP. Porovnání těchto skupin probíhalo před terapií a po intervenci. Výsledkem srovnání poté bylo výraznější zlepšení u pacientů podstoupivších terapii s představou kinestetickou.

K podobnému závěru došli Solidkin et al. (2004, pp. 1246-1255), kteří našli výraznější shodu v zapojení mozkových řídicích center s reálným provedením pohybu u představy kinestetické než u představy vizuální (viz obr. 3, str. 46).

Nicméně je nutné podotknout, že toto dělení je pro výstup do praxe velmi komplikované, neboť se oba typy představy často prolínají a je tedy obtížné je striktně odlišit (Kim et al., 2010, pp. 134-135).

Toto ve své studii potvrdili také Fourkas et al. (2006, pp. 190-196), kteří pohledem kortikospinální aktivity nezjistili žádné statisticky významné rozdíly mezi kinestetickou a vizuální představou.

Avšak vzhledem ke klinickým výsledkům studií s reálnými pacienty, a také vzhledem k výstupům ze snímání aktivity mozkových řídicích center, je nutné rozdílnost obou představ registrovat.

## **10.5 Problematika výchozí pozice při představě**

Další z velmi důležitých věcí pro terapeutický přínos v rámci studií o představě pohybu je výchozí pozice při jejím vykonávání. Důležitost dané pozice spočívá především ve skutečnosti, že nejen externí, ale také vnitřní reprezentace pohybu zahrnuje motorické plánování, které je ovlivněno mimo jiné pozicí celého těla. Ta potom slouží jako podnět kinestetického, a do jisté míry i vizuálního inputu (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Několik studií se zabývalo například pozicí horní končetiny při představě jejího pohybu. Autoři těchto prací dospěli ke zjištění, že výchozí nastavení horní končetiny opravdu finální výstup představu. Tyto studie byly realizovány například sledováním

obrazů funkční magnetické rezonance nebo kortikospinální excitability, při nichž při různé pozici horní končetiny docházelo ke změnám (de Lange et al., 2006, pp. 609-617; Vargas et al., 2004, pp. 1200-1206).

Co se představy chůze týká, studie se prozatím přímo touto problematikou nezabývaly, avšak předpokládanou výhodou je umístění jedince do pozice co nejvíce podobné výchozí pozici toho pohybu, jenž si jedinec představuje. Například pro představu vertikalizace do stoje je snahou jedince umístit do pozice vsedě, jež pro danou aktivitu poskytuje nejideálnější kinestetický a vizuální vjem (Mulder, 2007, pp. 1265-1278).

Proto se dá předpokládat, že pro představu chůze je teoreticky nejideálnější pozicí stoj, avšak tato skutečnost není prozatím podložena výsledky studií.

Závěrem této kapitoly je také vhodné zmínit poznatek Sheikha et al. (1994, pp. 121-134), kteří se zabývali aplikací představy do sportu. Ti považovali za ideální pro představu pohybu sed s oporou zad a hlavy, jakožto pozici, při níž dochází k nejsnazší relaxaci a koncentraci, a tedy pozici poskytující největší potenciál pro přesnost a kvalitu (tj. co největší podobnost realitě) představy.

## **10.6 Diskuse k výsledkům práce**

Všechny testované hypotézy se týkaly aktivity proximálního svalstva obou dolních končetin.

Na úvod je třeba zmínit výsledky dotazníku subjektivního hodnocení. Probandi, jak již bylo uvedeno, podstoupili před vlastním měřením dotazník MIQ-R, který plnil pro tuto práci funkci hodnotící schopnost představivosti u měřených jedinců. Tento dotazník byl zároveň kritériem pro zařazení probandů do studie.

Během měření poté probíhalo subjektivní hodnocení každé představy, a to na škále 1-4 (1=velmi obtížné, 4=velmi snadné). Ze statistického hlediska tyto data nebyly použity, sloužily pouze jako údaj k porovnání závěrečných výsledků EMG se subjektivní obtížností probandy.

Trendem v tomto subjektivním hodnocení bylo postupné zlepšování aspektem snadnosti představy v průběhu měření. Statisticky tyto výsledky ve studii nelze aplikovat, jelikož se stále jedná pouze o subjektivní hodnocení, což nebylo cílem práce, avšak mohou nám pomoci při interpretaci následujících výsledků.

### **10.6.1 Diskuse k hypotézám H<sub>01</sub> a H<sub>A1</sub>**

Tyto hypotézy se týkaly porovnání iniciální rytmické představy chůze vůči klidu. Výchozími pozicemi při všech úkolech byly sed a stoj.

Cílem bylo zjistit, zdali se svalová aktivita mění při rytmické představě mění oproti klidové situaci, při níž si měření jedinci zpívali (rovněž v představě) píseň Happy Birthday.

Z grafů 1-4 (str. 40-41) lze vidět, že v těchto případech nedošlo v porovnání K1 a P1 k žádné statisticky významné změně. Lze pozorovat nejvýraznější tendenci ke změně u m. tibialis anterior dx., avšak z hlediska statistiky je tento výsledek rovněž nevýznamný.

Nevýrazná, nebo dokonce žádná změna aktivity, nekoresponduje se studii mapujícími aktivitu řídicích center na úrovni supraspinální, kde pomocí zobrazovacích metod, nejčastěji pak funkční magnetické rezonance, bylo dosaženo změny aktivity vůči klidu (Bakker et al., 2008, pp. 998-1010).

Také některé studie hodnotící svalovou aktivitu aspektem EMG při představě různých pohybů zjistili změnu (Wilson et al., 2010, pp. 417-425; Lebon et al., 2008, pp. 181-185).

Tento jev si lze vysvětlit několika možnými důvody. Prvním je již zmíněný fakt, že ačkoli již v některých studiích bylo dosaženo změny aktivity svalů při představě, téměř vždy se jednalo o pohyby horních končetin, nebo příliš analytické a jednoduché pohyby dolních končetin. Chůze je oproti tomu natolik komplexní pohyb řízený na mnoha úrovních motoriky, že ji lze tímto aspektem považovat za příliš náročnou.

Dalším možným důvodem je poté samotná náročnost iniciální představy, což probandi subjektivním hodnocením potvrdili. Ačkoliv jim totiž před samotným měřením byla ukázána chůze, po níž si chůzi představovali, neměli z této situace

kinestetický vjem, ale pouze vizuální, což v danou chvíli nemuselo být dostačující pro kvalitní představu.

### **10.6.2 Diskuse k hypotézám H<sub>0</sub>2 a H<sub>A</sub>2**

Cílem této hypotézy bylo prozkoumat vliv prožitku pohybu na rytmickou představu. Probandi po realizaci chůze, při níž byli instruováni rovněž k chůzi dle rytmu, opět podstoupili představu písňe, a poté opětovnou představu rytmické chůze.

V grafech 1-4 (str. 40-41) je možné pozorovat statisticky významné snížení svalové aktivity mm. tibiales anteriores oboustranně a levého m. gastrocnemius medialis, a to vždy v pozici sedu. Aktivita pravého m. gastrocnemius medialis vsedě, stejně jako aktivita všech svalů v pozici stoje, nevykazuje žádnou statisticky významnou změnu při představě rytmické po realizaci chůze oproti klidu.

Z výše zmíněných výsledků lze pozorovat tři hlavní trendy charakteru změny aktivity.

Prvním a zároveň základním je zjištění, že při představě chůze se svalová aktivita spíše snižuje. Tento výsledek odporuje již několikrát zmíněným studiím, zaměřeným na svalovou aktivitu, kde docházelo k jejímu zvyšování (např. Wilson et al., 2010, pp. 417-425; Lebon et al., 2008, pp. 181-185).

Jak bylo zmíněno, jednu z možných příčin této tendence lze hledat v samotném charakteru představovaného pohybu. Vzhledem k tomu, že v těchto studiích se autoři zaměřili na aktivitu horních končetin, popř. pouhých analytických pohybů končetin dolních, lze tento nesoulad hledat v komplexnosti pohybu, jakým je chůze, a především ve strukturách, které se podílejí na jejím řízení (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Lze předpokládat, že struktury, jako například centrální generátory lokomoce, jsou natolik schopné generovat rytmický pohyb, za pomoci inputu sensorických vjemů, propiocepce nevyjímaje, že se představa chůze stává v tomto případě jednodušší.

Nutno zmínit, že menší obtížnost představy chůze po její realizaci potvrdili svým subjektivním hodnocením také probandi.

Dalším důvodem snížení svalové aktivity lze hledat ve volní snaze probandů potlačit případný pohyb (Lotze, Cohen, 2006, pp. 135-140). Tendenci k supresi můžeme pozorovat také v aktivitě kortikálních oblastí. Jak již bylo zmíněno, aktivita suplementární motorické kůry (SMA) a kůry parietálního laloku (PAR) má tlumící vliv na aktivitu primární motorické oblasti (M1).

Zde opět můžeme pravděpodobně můžeme uvažovat o dvou možnostech vysvětlení. Z neurofyzologie je známo, že funkce SMA spočívá především v plánování a iniciaci pohybu, což je právě ta fáze pohybu, do které zařazujeme představu (Solodkin et al., 2004, pp. 1246-1255; Cevallos, 2015, pp. 223-232; Rokyta et al., 2015, pp. 527-528). Zároveň může být oblastí, která iniciuje volní potlačení pohybu.

Bakker et al. (2008, pp. 998-1010) zároveň zjistili zvýšenou aktivitu SMA a mozečku, který má ve své podstatě na řízení lokomoce inhibiční vliv, při představě přesnější chůze, kdy pacienti měli jasnou vizi dráhy, po které si budou chůzi představovat.

Tím se dostáváme k druhému důvodu a zároveň obecně vyzorovanému trendu ve výsledcích této práce, a to, že představa po realizaci chůze ovlivňuje svalovou aktivitu více, než představa iniciální. Tento fakt můžeme přisoudit kromě možnosti větší aktivity SMA tomu, s přihlédnutím na poznatky uvedené v předchozích kapitolách této diskuse, že kinestetický prožitek je silnější než pouhý vjem vizuální. Tím se opět vracíme k zapojení PAR do procesu představy, jakožto asociační korové oblasti, mající za úkol přijímat a zpracovávat vhodné informace ke správnému provedení pohybu, a to vytvořením adekvátního plánu pohybu (Rokyta et al., 2015, pp. 527-528). Lze předpokládat, že prožití daného pohybu, jakožto kinestetický a zároveň zesílený vizuální vjem, zapojuje ve větší míře PAR; a pokud uvažujeme o jejím inhibičním vlivu na M1, která, když je aktivována, zvyšuje svalový tonus, lze hledat důvod snížené aktivity právě zde.

Jako zajímavost o aktivitě M1 uvádí Lotze a Halsband (2006, pp.386-395) vymizelou aktivitu M1 u profesionálních hudebníků při představě produkování hudby.



Tito jedinci totiž danou představu běžně používali ve své kariéře, a tudíž pro ně nebyla nikterak obtížná. To opět koreluje se subjektivním hodnocením obtížnosti u našich probandů.

Pokud nahlížíme na snížení svalové aktivity aspektem mozkových center, nesmíme opomenout, jaký pohyb si pacient představuje. V případě chůze totiž víme, že při její reálné exekuci dochází k inhibici svalového tonu aktivitou pedunkulopontinních jader mozkového kmene (Cevallos, 2015, pp. 223-232), při její představě poté již zmíněného mozečku a SMA (Bakker et al. 2008, pp. 998-1010).

Rovněž lze spekulovat o vlivu motorické paměti (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251), která může opět představu po její realizaci usnadnit.

Třetím a posledním základním trendem v hodnocení této hypotézy je skutečnost, že ke změně aktivity dochází pouze v pozici sedu.

Zde se opět naše výsledky rozcházejí s názory některých autorů. Ti ve svých pracích uvádějí, že pozice při představě by se měla co nejvíce posturálně blížit představovanému pohybu (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251). S tímto předpokladem lze souhlasit, mj. vzhledem k již zmíněné důležitosti proprioceptivních signálů pro řízení pohybu, chůze nevyjímaje. Pro představu chůze by tudíž měl být nejadekvátnější pozicí stoj.

Naproti tomu Sheikh et al. (1994, pp 121-134), kteří se zabývali aplikací představy pohybu do sportu, uvádějí sed jako pozici, při které dochází ke snadnější relaxaci a koncentraci na představu.

### **10.6.3 Diskuse k hypotézám H<sub>03</sub> a H<sub>A3</sub>**

Tyto hypotézy byly vytvořeny především z toho důvodu, abychom zjistili, zda jsme dostáli "pravé" definice představy pohybu. Ta je totiž definována jako "kognitivní proces, při němž si jedinec představuje, že vykonává pohyb, avšak tuto představu provádí bez viditelného pohybu nebo úmyslné aktivace svalů. Jedná se o dynamický stav, při němž je provedení specifické motorické akce vnitřně aktivováno bez jakéhokoliv motorického projevu" (Mulder, 2007, pp. 1265-1278; Hallett et al., 1994, pp. 1469-1825; Sirigu et al., 1995, pp. 997-1001; Jeannerod, 2001, pp. 103-

109; Kimberley et al., 2006, pp. 268-277; Decety, Grezes, 1999, pp. 172–178; Kim et al., 2010, p. 134).

Cílem tedy bylo vyloučit případnou změnu pohybu při představách vůči klidovým situacím.

Ve výsledcích měření nebyla prokázána žádná statisticky významná změna pohybu, což je pro výsledek naší studie pozitivní.

V této části práce jsme využili možnosti použití akcelerometru, zabudovaného v hybridních elektrodách spolu se senzory povrchové EMG. V předchozích studiích totiž autoři posuzovali pohyb například právě pouze aspektem EMG (Lafleur et al., 2002, pp. 142-157; Lang et al., 1996, pp. 125-129; Pascual-Leone, 1995, pp. 1034-1045; Stephan et al., 1995, pp. 373-386), nebo aspektem posturálních výchylek hodnocenými aspektem rozložení COP (Lemos et al., 2014, pp. 101-105).

Ve studiích často autoři zjistili, že dochází k posturálním výchylkám při kinestetické představě, a tedy pohyb při ní nevyloučili (Lemos et al., 2014, pp. 101-105; Stins et al., 2015, pp. 77-83).

#### **10.6.4 Diskuse k hypotézám H<sub>04</sub> a H<sub>A4</sub>**

Tyto hypotézy byly zkonstruovány pro přímé posouzení změny po přidání akustického vjemu v podobně rytmu.

Hodnoceny byly totožné představy ve stejné pozici při představách bez rytmu, a poté s rytmem (P1 x P1-R, P2 x P2-R).

Na grafech 5-6 (str. 42) lze pozorovat míru aktivity jednotlivých svalů při jednotlivých představách. Z grafů je patrné, že docházelo ke statisticky významnému snížení aktivity všech svalů v pozici vsedě při rytmické iniciální představě vůči iniciální představě bez rytmu. V pozici stoje došlo ke statisticky významnému snížení představy s rytmem pouze u m. tibialis anterior sin.

Dále můžeme vidět tendenci ke snižování aktivity také u představy po realizaci chůze vsedě, nejedná se však o statisticky významný výsledek.

Otázka pozice již byla v této práci prodiskutována, opět zde vidíme přítomnost změn spíše v pozici sedu.

Z výsledků lze tedy vyčíst, že přidání akustického vjemu v podobě rytmu snižuje aktivitu svalů při představě chůze. Tento fakt lze přičíst většímu zapojení rytmického vzoru, doprovázející zjednodušení představy.

Podobný efekt se přisuzuje rytmickému inputu na chůzi jako takovou, což bylo potvrzeno studii u pacientů po CMP, spinálních úrazech nebo u pacientů s Parkinsonovou chorobou (Kim et al., 2010, pp. 134-145; Thaut, Abiru, 2010, pp. 263-269).

Fyziologické výzkumy ukázaly, že akustický vjem v podobě rytmu má velký vliv na motorický systém. Dle evidence má sluchový a motorický systém bohatou síť spojení na kortikální, subkortikální i míšní úrovni. Sluchový systém umožňuje rychlý přenos informace mezi rytmickým sensorickým vjemem a motorickou odpovědí (Thaut, Abiru, 2010, pp. 263-269).

Snížení svalové aktivity pak kromě jednodušší představy lze možná opět přisoudit již výše zmíněnému vlivu asociačních korových oblastí a jejich inhibičnímu vlivu na představu.

Výzkumy rovněž ukazují, že rytmus jako akustický input se jeví v rehabilitaci účinnější než jiné sensorické vjemy a techniky (Thaut, Abiru, 2010, pp. 263-269).

## **10.7 Diskuse k výzkumné metodě**

Tato práce byla koncipována tak, aby odhalila vliv rytmické představy chůze na projev svalové aktivity, a to aspektem povrchové elektromyografie. Od začátku měření jsme měli na paměti možné limity studií představy pohybu, které jsme na základě pilotních měření ošetřili.

Rytmický akustický vjem jsme zvolili především vzhledem k výsledkům studií a názoru autorů, že přidání rytmu je jedním z neúčinnějších sensorických vjemů pro zlepšení efektu terapie motorických funkcí (Thaut, Abiru, 2010, pp. 263-269).

Pro objasnění změny aktivity při představě jsme porovnávali tuto aktivitu s aktivitou klidu, při níž byli probandi instruováni ke zpěvu písně v představě, přičemž zvolena byla píseň pro všechny notoricky známá (Happy Birthday). Prvními porovnávanými situacemi tedy byla rytmická představa chůze s klidem, a poté znovu po realizaci chůze, čímž byl do představy zařazen silnější sensorický vjem. Navíc tímto byla aplikována do představy výraznější paměťová stopa, rovněž velmi podstatná pro imaginaci (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251).

Pro přímé zhodnocení účinku rytmu na představu jsme poté porovnali každou představu chůze bez rytmu s jejím rytmickým ekvivalentem.

Jak je zmíněno výše, autoři většiny studií v otázce typu představy shodují, že neoptimálnějším je představa kinestetická, proto byl v metodice zvolen právě tento typ.

Vzhledem k neshodám studií o vhodné výchozí pozici pro představu pohybu, a vzhledem k nedostatku studií zkoumajících tuto problematiku při představě chůze, jsme určili dvě výchozí pozice pro představu, a to sed a stoj. Jejich pořadí bylo randomizováno, aby výsledky byly co nejvíce objektivní, a tudíž bylo možné tyto pozice porovnat.

Jako experimentální vzorek jsme vybrali skupinu zdravých jedinců ve věku 20-27 let. Tento poměrně nízký věk probandů byl zvolen mimo jiné z toho důvodu, že schopnost utváření motorické představy se dle studií věkem mění (Malouin et al., 2010, pp. 1122-1127).

Jelikož je chůze komplexním pohybem, který klade vysoké nároky na pohybovou paměť, vyžaduje dobré komunikační schopnosti a především dobré kognitivní funkce (Malouin, Richards, 2010, pp. 240-251). Schopnost kvalitní představivosti je tedy jedním z vůbec nejpodstatnějších předpokladů úspěšné představy (van der Meulen, 2014, pp. 455-470).

Tuto podmínku jsme se v naší práci pokusili splnit jednak výběrem zdravých jedinců, a také pomocí dotazníku kvality představy (viz příloha 2), který sloužil zároveň jako kritérium pro zařazení probanda do měření (Monsma et al., 2009). Jedním z možných limitů studie by mohly být právě nepřesné představy, jež by

devalvovaly výsledky měření. Předpokládáme, že tímto ohodnocením představivosti probandů jsme v co největší míře splnili požadavky na kvalitu představy.

Zároveň jsme po každé představě požádali probandy o subjektivní hodnocení její obtížnosti (na škále 1-4), což sloužilo jako další posouzení schopnosti představivosti měřených jedinců.

Dalším z možných limitů hodnocení představy pohybu jsou skryté kognitivní strategie a nežádoucí vizualizace (Sharma et al., 2006, pp. 1941-1952). Snaha o zamezení těchto jevů spočívala v zadání úkolu zpěvu písně při klidové situaci, aby se v danou chvíli vyloučila možná představa jakéhokoliv pohybu. Při představě bylo toto ošetřeno již zmíněným subjektivním hodnocením ze strany probandů.

Některé studie se také potýkaly s problémem neschopnosti zamezit pohybu (Sharma et al., 2006, pp. 1941-1952). Proto jsme se v naší práci uchýlili k hodnocení akcelerometrie, které sloužilo právě jako prostředek k vyloučení pohybu. Dle poznatků předchozích studií (Stins et al., 2015, pp. 77-83), které však používaly k hodnocení případných pohybů a posturálních výchylek výsledky COP, jsme se rozhodli hodnotit akcelerometrická data v rovině sagitální.

Případnému výskytu posturálních výchylek jsme se rovněž pokusili zamezit již při měření, a to zvolenou modalitou s otevřenými očima a čelem proti bílému plátnu, což jsme upřednostnili před verzí se zavřenými očima. Probandi také subjektivně uváděli větší jistotu a menší pocit posturálního kolísání při otevřených očích, zvláště v pozici stoje.

Posledním možným limitem měření může být dle autorů únava při představě, plynoucí z příliš častého opakování, dlouhých měřených intervalů a monotónnosti měření (Rozand et al., 2016, pp. 67-75). Těmto nežádoucím vlivům jsme se pokusili zabránit zkrácením časových úseků jednotlivých představ (na 15s), pauzami mezi úkoly a samotnou exekucí chůze.

## 10.8 Aplikace do praxe

Přínos představy pohybu a chůze pro rehabilitaci byl již v této práci uveden výše (viz kap. 1.3 a 10.1).

Představa pohybu je využívána u mnoha pohybových patologií, způsobených především neurologickým defektem. Těmi mohou být cévní mozková příhoda, spinální úrazy, Parkinsonova choroba, chronická bolest zad, roztroušená skleróza a další. Zlepšení poté bylo pozorováno například aspektem úchopové síly, úkonů sebeobsluhy, výdrže, rychlosti, plynulosti pohybů, změn kortikální aktivity a dalších (Stevens et al., 2003, pp. 1090-1093; Dijkerma et al., 2004, pp. 5538-5549; Dickstein et al., 2005, pp. 475-483; Kimberley et al., 2006, pp. 268-277; Malouin, 2008, pp. 330-340; Bae et al., 2015, pp.3245-3248; Guillot et al., 2012, pp. 10-22).

V terapii chůze poté byly zjištěny obdobné pozitivní změny, a to především v rychlosti, kadenci a výdrži (Oostra et al., 2015, pp. 204-209).

Aplikace rytmu do představy poté prokazatelně zlepšila vlastnosti chůze, například u pacientů po CMP. Změno v této studii byly popsány před a po terapii, přičemž tuto modalitu autoři porovnávali s kontrolní skupinou s terapií bez aplikace rytmického inputu. Tyto účinky byly také popsány aspektem rychlosti a ušlé vzdálenosti, ale rovněž v aktivitě svalů dolních končetin a rozsazích pohybu kloubů z kinematických dat (Kim et al., 2010, pp. 134-145). K podobným výsledkům při porovnání s "klasickými" rehabilitačními metodami dospěli i další autoři (Thaut et al., 2007, pp. 455-459).

V této práci jsme potvrdili, že při kinestetické představě rytmické chůze dochází k určitým změnám svalové aktivity oproti klidu. Tuto skutečnost jsme objevili při představě chůze po její samotné realizaci, což koresponduje s tvrzením o menší obtížnosti představy pohybu po jeho provedení.

Rovněž jsme potvrdili mínění autorů, že kvalita představy je jedním z určujících faktorů finálního výstupu představy. Tomuto tvrzení napovídá mimo jiné subjektivní hodnocení probandů a přítomnost změn při představě, kdy lze v globálu zmínit určitou korelaci (při úkolech vykazujících změnu svalové aktivity probandi hodnotili představu většinou jako velmi snadnou).

Při porovnání představy bez vnějšího sensorického inputu s představou chůze po přidání rytmu došlo k několika dalším statisticky významným změnám. Můžeme tedy potvrdit účinek rytmického akustického vjemu na představu chůze, což byl jeden z cílů naší práce.

V jedné části výzkumu však výsledky našeho měření nekorrespondují s všeobecným předpokladem, a tím je výchozí pozice při představě. Zatímco dle mínění ostatních autorů by adekvátní pozicí pro představu chůze měl být stoj, v naší práci docházelo ke statisticky významným změnám téměř výhradně vsedě. V tomto faktu se naše výsledky spíše blíží názoru autorů z oblasti sportu, kteří sed považují za vhodný vzhledem k větší možnosti relaxace a koncentrace (Sheikh et al., 1994, pp 121-134).

Vzhledem k výše zmíněným faktům lze všeobecně říci, že představa chůze má vliv na motorickou aktivitu také aspektem změn svalového tonu.

Závěrem tedy můžeme potvrdit účinek představy chůze, a to v našem případě aspektem změny aktivity svalů hodnocené povrchovou elektromyografií.

## 11 ZÁVĚR

Z výsledků této práce vyplývá, že představa chůze má vliv na svalovou aktivitu. V pozici sedu dochází ke snížení EMG aktivity, přičemž je tento jev potencován přidáním akustického rytmu.

Představa pohybu je v posledních letech velmi vděčným objektem zkoumání mnoha studií. Tento výzkum probíhá sledováním jejího vlivu na několika úrovních řízení motoriky. Pro tuto práci jsme zvolili sledování změn aspektem svalové aktivity, snímané pomocí povrchové elektromyografie.

Sledovaným pohybem byl zvolen, na rozdíl od většiny předchozích studií, pohyb komplexní, a to chůze.

Vzhledem k nedostatku studií zabývajících se tímto pohybem při představě, které by zároveň jako hodnotící prvek používaly EMG, jsme se rozhodli prozatím vybrat experimentální vzorek ze skupiny mladých, kognitivně zdravých jedinců. Pro změření co největšího počtu probandů jsme se rozhodli uskutečnit vždy jednorázové měření, bez sledování změny ve větším časovém horizontu.

Hodnocenými aktivitami byly klidové aktivity (s představou písně) a úkoly představy chůze po předem zobrazené chodbě, a to před a po realizaci chůze. Vše probíhalo v pozici sedu a stoje, jejichž pořadí bylo randomizováno, a poté byly všechny zmíněné aktivity zopakovány s přidáním rytmického akustického vjemu z metronomu.

Ke statisticky významným změnám v porovnání klidu a rytmické představy docházelo výhradně vsedě po realizaci chůze, což přisuzujeme snazší představivosti po kinestetickém prožitku daného pohybu, a sedu jako snazší pozici pro koncentraci na danou představu.

Nutno podotknout, že uvedené změny neměly charakter zvyšování svalové aktivity, jako tomu bylo v předchozích studiích, nýbrž docházelo k jejímu snižování. Tuto tendenci si vysvětlujeme faktem, že dřívější studie se zaměřovaly na aktivitu horních končetin nebo analytické pohyby. Naproti tomu chůze je komplexní pohyb, řízený na několika úrovních motorického systému. Dalším možným vysvětlením



je volní snaha potlačit aktivní pohyb, což může vést k útlumu svalové aktivity. Rovněž lze spekulovat nad nižší obtížností představy po její realizaci, nebo zvýrazněnými inhibičními vlivy kortikálních oblastí.

V přímém porovnání vlivu rytmického vjemu na představu poté dochází k několika významným změnám, opět ve smyslu snížení aktivity, rovněž především v pozici sedu. Toto lze znovu přikládat složitosti řízení lokomoce, kde hrají hlavní roli tzv. centrální generátory lokomoce, jež samy o sobě produkují rytmický pohyb vedoucí k chůzi. Rovněž lze předpokládat přidáním rytmu další usnadnění představy a změnu aktivace kortikálních center, z nichž některé mohou být opět zodpovědné za inhibici svalové aktivity.

Výsledky této práce, ač se několika aspekty liší od předešlých studií, potvrdily vliv představy chůze na svalovou aktivitu, stejně tak v tomto pohledu potvrdily vliv rytmického vjemu.

Pro další práci proto lze navrhnout další měření svalové aktivity při rytmické představě, rozšířené na další svaly dolních končetin, nebo měření reálných neurologicky nemocných pacientů.

Další možností by bylo sledování změny svalové aktivity po absolvování tréninku představy pohybu ve větším časovém horizontu.

## Referenční seznam

BAE YH, KO Y, HA H, AHN SY, LEE W, LEE SM. 2015. An efficacy study on improving balance and gait in subacute stroke patients by balance training with additional motor imagery: a pilot study. *Journal of physical therapy science*. 2015; vol. 27, pp. 3245-3248. ISSN 2187-5626

BAKKER M, DE LANGE FP, STEVENS JA, TONI I, BLOEM BR. 2007. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Experimental brain research*; 2007, vol. 179, pp. 497-504. ISSN 1432-1106

BAKKER M, DE LANGE FP, HELMICH RC, SCHEERINGA R, BLOEM BR, TONI I. 2008. Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *NeuroImage*. 2008; vol. 41, pp. 998-1010. ISSN 1095-9572

BAKKER M, OVEREEM S, SNIJDERS AH, BORM G, VAN ELSWIJK G, TONI I, BLOEM BR. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait. *Clinical Neurophysiology*. 2008; vol. 119, pp. 2519-2527. ISSN 1388-2457

BRASS M, BEKKERING H, WOHLSCHLÄGER A, PRINZ W. 2000. Compatibility between observed and executed finger movements: comparing symbolic, spatial, and imitative cues. *Brain and cognition*. 2000, vol. 44, pp. 124-143. ISSN 1090-2147.

BROWN TG. 1911. The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal. *Proceedings of the royal society of London, Series B*. 1911; vol. 84, no. 572, pp. 308-319. ISSN 0080-4649

CALLOW N, WATERS A. 2005. The effect of kinesthetic imagery on the sport confidence of flat-race horse jockeys. *Psychology of Sport and Exercise*. 2005, vol. 6, pp. 443-459. ISSN 1469-0292.

CEVALLOS C, ZARKA D, HOELLINGER T, LEROY A, DAN B, CHERON G. 2015. Oscillations in the human brain during walking execution, imagination and observation. *Neuropsychologia*. 2015; vol. 79, pp. 223-232. ISSN 1873-3514

COHEN, A. 1992. The role of heterarchical control in the evolution of central pattern generators. *Brain, behavior and evolution*. 1992; vol. 40, no. 2-3, pp. 112-124. ISSN 1421-9743

CRAMER SC, ORR EL, COHEN MJ, LACOURSE MG. 2007. Effects of motor imagery training after chronic, complete spinal cord injury. *Experimental brain research*. 2007; vol. 177, pp. 233-242. ISSN 1432-1106

CRÉMERS J, DESSOULLIÈRES A, GARRAUX G. 2012. Hemispheric specialization during mental imagery of brisk walking. *Human brain mapping*. 2012; vol. 33, pp. 873-882. ISSN 1097-0193

DECETY J, GREZES J. 1999. Neural mechanisms subserving the perception of human actions. *Trends in Cognitive sciences*. 1999, vol. 3, pp. 172-178. ISSN 1364-6613.

DE LANGE FP, HELMICH RC, TONI I. 2006. Posture influences motor imagery: an fMRI study. *NeuroImage*. 2006; vol. 33, pp. 609-617. ISSN 1095-9572

DICKINSON PS. 2006. Neuromodulation of central pattern generators in invertebrates and vertebrates. *Current opinion in neurobiology*. 2006; vol. 16, pp. 604-614. ISSN 0959-4388

DICKSTEIN R, GAZIT-GRUNWALD M, PLAX M, DUNSKY A, MARCOVITZ E. 2005. EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. *Journal of motor behavior*. 2005, vol. 37, pp. 475-483. ISSN 1940-1027.

DIETZ V, MÜLLER R, COLOMBO G. 2002. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain*. 2002; vol. 125, pp. 2626-2634. ISSN 1460-2156

DIJKERMA HC, IETSWAART M, JOHNSTON M, MACWALTER RS. 2004. Does motor imagery training improve hand function in chronic stroke patients? A pilot study. *Clinical Rehabilitation*. 2004, vol. 18, pp. 5538-5549. ISSN 1477-0873.

DIMITRIJEVIC M, GERASIMENKO Y, PINTER M. 1998. Evidence for Spinal Central Pattern Generator in Humans. *Annals of the New York Academy of Science*. 1998; vol. 860, pp. 360-376. ISSN 1749-6632

DUNSKY A, DICKSTEIN R, MARCOVITZ E, LEVY S, DEUTSCH J. 2008. Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2011, vol. 89, pp. 2223. ISSN 1532-821X.

EHRSSON HH, GEYER S, NAITO E. 2003. Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *Journal of Neurophysiology*. 2003, vol 90, pp. 3304-3316. ISSN 1522-1598.

FORRSBERG H, HIRSCHFIELD H, STOKES VP. Development of human locomotor mechanisms. 1991. *Neurobiological Basis of Human Locomotion*. 1991; pp. 259–273. ISBN 4762246468

FOURKAS AD, IONTA S, AGLIOTI SM. 2006. Influence of imagined posture and imagery modality on corticospinal excitability. *Behavioural brain research*. 2006; vol. 160, pp. 190-196. ISSN 1872-7549

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*. 2005; vol. 143, pp. 223-228. ISSN 0003-9829

GALLESE V, FADIGA L, FOGASSI L, RIZZOLATTI G. 1996. Action recognition in the premotor cortex. *Brain*. 1996, vol. 119, pp. 593-609. ISSN 1460-2156.

GALLESE V, GOLDMAN A. 1998. Mirror neurons and the simulation theory of mind-reading. *Trends in Cognitive sciences*. 1998, vol. 2, pp. 493–501. ISSN 1364-6613.

GERARDIN E, SIRIGU A, LEHÉRICY S, POLINE JB, GAYMARD B, MARSAULT C, AGID Y, LE BIHAN D. 2000. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*. 2000, vol. 10, pp. 1093-1104. ISSN 1047-3211.

GRÈZES J, DECETY J. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: a meta-analysis. *Human brain mapping*. 2001, vol. 12, pp. 1-19. ISSN 1097-0193.

- GUILLOT A, COLLET C. 2005. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain research. Brain research reviews*. 2005; vol. 50, pp. 387-397. ISSN 1872-6321
- 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*. 2008; vol. 1, pp. 31-44. ISSN 1750-9858
- GUILLOT A, DI RIENZO F, MACINTYRE T, MORAN A, COLLET C. 2012. Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to Motor Inhibition. *Frontiers in human neuroscience*. 2012; vol.6, art. 247. ISSN 1662-5161
- GUILLOT A, DI RIENZO F, PIALOUX V, SIMON G, SKINNER S, ROGOWSKI I. 2015. Implementation of Motor Imagery during Specific Aerobic Training Session in Young Tennis Players. *Public Library of Science one*. 2015; vol 10. ISSN 1932-6203.
- HANAKAWA T. 2016. Organizing motor imageries. *Neuroscience Research*. 2016; vol. 104, pp. 56-63. ISSN 0168-0102
- HANAKAWA T, IMMISCH I, TOMA K, DIMYAN MA, VAN GELDEREN P, HALLETT M. 2003. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of neurophysiology*. 2003; vol. 89, pp. 989-1002. ISSN 1522-1598
- HALLETT M, FIELDMAN J, COHEN LG, SADATO N, PASCUAL-LEONE A. 1994. Involvement of primary motor cortex in motor imagery and mental practice. *Behavioral and Brain Sciences*. 1994, vol 17, p. 210. ISSN 1469-1825.
- HOTZ-BOENDERMAKER S, FUNK M, SUMMERS P, BRUGGER P, HEPPREYMOND MC, CURT A, KOLLIAS SS. 2008. Preservation of motor programs in paraplegics as demonstrated by attempted and imagined foot movements. *NeuroImage*. 2008; vol. 39, pp. 383-394. ISSN 1095-9572

ISEKI K, HANAKAWA T, SHINOZAKI J, NANKAKU M, FUKUYAMA H. 2008. Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. *NeuroImage*. 2008; vol. 41, pp. 1021-1031. ISSN 1095-9572

JEANNEROD M. 2001. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*. 2001, vol.14, pp. 103-109. ISSN 1053-8119.

JEANNEROD M. 1994. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*.1994, vol. 17, pp. 187-202. ISSN 1469-1825.

KIEHN O, DOUGHERTY K. 2013. Locomotion: Circuits and Physiology. *Neuroscience in the 21st Century*. 2013; pp. 1209-1235. ISBN 978-1-4614-1996-9

KIM J-S, OH D-W, KIM S-Y, CHOI J-D. 2010. Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2011; vol 25, pp. 134-145. ISSN 1477-0873

KIM SS, LEE BH. 2015. Motor imagery training improves upper extremity performance in stroke patients. *Journal of physical therapy science*. 2015; vol. 27, pp. 2289-2291. ISSN 2187-5626

KIMBERLEY TJ, KHANDEKAR G, SKRABA LL, SPENCER JA, VAN GORP EA, WALKER SR. 2006. Neural substrates for motor imagery in severe hemiparesis. *Neurorehabilitation an neural repair*. 2006, vol. 20, pp. 268-277. ISSN 1552-6844.

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. 2014. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOSSLYN SM, GANIS G, THOMPSON WL. 2010. Multimodal images in the brain, in GUILLOT A, COLLET C. 2010. *The Neurophysiological Foundations of Mental and Motor Imagery*. Oxford University Press. 2010, pp. 3–16. ISBN 978-0-19-954625-

1

- KRAFT E, SCHAAL MC, LULE D, KÖNIG E, SCHEIDTMANN K. 2015. The functional anatomy of motor imagery after sub-acute stroke. *NeuroRehabilitation*. 2015; vol. 36, pp. 329-37. ISSN 1878-6448
- KRÁLÍČEK, P. 2004 *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2004 Praha: Karolinum, 2004; p. 141. ISBN 80-246-0350-0
- KROBOT A, KOLÁŘOVÁ B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LAFLEUR MF, JACKSON PL, MALOUIN F, RICHARDS CL, EVANS AC, DOYON J. 2002. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *NeuroImage*. 2002; vol. 16, pp. 142-157. ISSN 1095-9572
- LANG W, CHEYNE D, HÖLLINGER P, GERSCHLAGER W, LINDINGER G. 1996. Electric and magnetic fields of the brain accompanying internal simulation of movement. *Brain research. Cognitive brain research*. 1996; vol. 3, pp. 125-129. ISSN 0926-6410
- LEBON F, ROUFFET D, COLLET C, GUILLOT A. 2008. Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience letters*. 2008; vol. 435, pp. 181-185. ISSN 1872-7972
- LEMOS T, RODRIGUES EC, VARGAS CD. 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG-COP association. *Neuroscience letters*. 2014, vol. 577, pp. 101-105. ISSN 1872-7972.
- LOTZE M, COHEN LG. 2006. Volition and imagery in neurorehabilitation. *Behavioral and Cognitive Neurology*. 2006, vol. 19, pp. 135-140. ISSN 1543-3641.
- LOTZE M, HALSBAND U. 2006. Motor imagery. *Journal of physiology, Paris*. 2006; vol. 99, pp. 386-395. ISSN 1769-7115
- LOTZE M, MONTOYA P, ERB M, HÜLSMANN E, FLOR H, KLOSE U, BIRBAUMER N, GRODD W. Activation of cortical and cerebellar motor areas during

executed and imagined hand movements: an fMRI study. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 1999, vol. 11, pp. 491-501. ISSN 0898-929X.

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical Therapy*. 2002; vol. 82, pp. 69-83. ISSN 1538-6724

MAEDA F, KLEINER-FISMAN G, PASCUAL-LEONE A. 2002. Motor facilitation while observing hand actions: specificity of the effect and role of observer's orientation. *Journal of Neurophysiology*. 2002, vol 87, pp. 1329-1335. ISSN 1522-1598.

MALOUIN F, RICHARDS CL. 2010. Mental practice for relearning locomotor skills. *Physical therapy*. 2010; vol. 90, pp. 240-251. ISSN 1538-6724

MALOUIN F, RICHARDS CL, JACKSON PL, DUMAS F, DOYON J. 2003. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. *Human brain mapping*. 2003, vol. 19, pp. 47-62. ISSN 1097-0193.

MALOUIN F, RICHARDS CL, DURAND A, DOYON J. 2008. Clinical assessment of motor imagery after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008, vol. 22, pp. 330-340. ISSN 1552-6844.

MALOUIN F, RICHARDS CL, DURAND A. 2010. Normal aging and motor imagery vividness: implications for mental practice training in rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2010; vol. 91, pp. 1122-1127. ISSN 1532-821X

MARDER, E., BUCHER, D. 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Current Biology*. 2001; vol. 23, pp. 986-996. ISSN 0960-9822

MARKIN S, KLISHKO A, SHEVTSOVA N, LEMAY M, PRILUTSKY B, RYBAK I. 2010. Afferent control of locomotor CPG: insights from a simple neuromechanical model. *Annals of the New York Academy of Science*. 2010; vol. 1198, pp. 21-34. ISSN 1749-6632

MATEO S, DI RIENZO F, BERGERON V, GUILLOT A, COLLET C, RODE G. 2015. Motor imagery reinforces brain compensation of reach-to-grasp movement after cervical spinal cord injury. *Frontiers in behavioral neuroscience*. 2015; vol.9, pp.234. ISSN 1662-5153



- MATTAR A, GRIBBLE P. 2005. Motor Learning by observing. *Neuron*. 2005, vol. 46, pp. 153-160. ISSN 0896-6273.
- MONSMA EV, SHORT SE, HALL CR, GREGG M, SULLIVAN P. 2009. Psychometric Properties of the Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R). *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*. 2009; vol. 4, is. 1. ISSN 1932-0191
- MORECRAFT RJ, HERRICK JL, STILWELL-MORECRAFT KS, LOUIE JL, SCHROEDER CM, OTTENBACHER JG, SCHOOLFIELD MW. 2002. Localization of arm representation in the corona radiata and internal capsule in the non-human primate. *Brain : a journal of neurology*. 2002; vol. 125, pp. 176-198. ISSN 1460-2156
- MULDER TH. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission*. 2008, vol. 114, pp. 1265-1278. ISSN 0300-9564.
- MULDER T, ZIJLSTRA S, ZIJLSTRA W, HOCHSTENBACH J. 2004. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental brain research*. 2004; vol. 154, pp. 211-217. ISSN 1432-1106
- OOSTRA KM, OOMEN A, 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*. 2015; vol. 47, pp. 204-209. ISSN 1651-2081
- PASCUAL-LEONE A, NGUYET D, COHEN LG, BRASIL-NETO JP, CAMMAROTA A, HALLETT M. 1995. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of neurophysiology*. 1995; vol. 74, pp. 1037-1045. ISSN 1522-1598
- PEARSON KG. 1995. Proprioceptive regulation of locomotion. *Current Opinion in Neurobiology*. 1995; vol. 5, pp. 786-791. ISSN 1873-6882

- PETERSON DS, PICKETT KA, DUNCAN RP, PERLMUTTER JS, EARHART GM. 2014. Brain activity during complex imagined gait tasks in Parkinson disease. *Clinical neurophysiology*. 2014; vol. 125, pp. 995-1005. ISSN 1872-8952
- RIZZOLATTI G, CRAIGHERO L. 2004. The mirror-neuron system. *Annual Review of Neuroscience*. 2004, vol. 27, pp. 169-192. ISSN 0147-006X.
- RIZZOLATTI G, FADIGA L, GALLESE V, FOGASSI L. 1996. Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Cognitive Brain Research*. 1996, vol. 3, pp. 131-141. ISSN 0926-6410.
- ROKYTA R. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. 2015 Praha: Grada Publishing, 2015; pp. 524-528. ISBN 978-80-247-9902-5
- ROSSIGNOL S. 2000. Locomotion and its recovery after spinal injury. *Current opinion in Neurobiology*. 2000; vol. 10, pp. 708-716. ISSN 1873-6882
- ROZAND V, LEBON F, STAPLEY PJ, PAPAXANTHIS C, LEPERS R. 2016. A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: Potential implications for neurorehabilitation. *Behavioural brain research*. 2016; vol. 297, pp. 67-75. ISSN 1872-7549
- SAFRANEK MG, KOSHLAND GF, RAYMOND G. 1982. Effect of auditory rhythm on muscle activity. *Physical therapy*. 1982; vol. 62, pp. 161-168. ISSN 1538-6724
- SHEIK AA, KORN ER. 1994. *Imagery in Sports and Physical Performance*. 1994; pp. 54-64. ISBN 0-89503-079-9
- SHEIK AA, KORN ER. 1994. *Imagery in Sports and Physical Performance*. 1994; pp. 121-134. ISBN 0-89503-079-9
- SHARMA N, POMEROY VM, BARON JC. 2006. Motor Imagery. *Stroke*. 2006, vol. 37, pp. 1941-1952. ISSN 1524-4628.
- SIMMONS L, SHARMA N, BARON JC, POMEROY VM. 2008. Motor imagery to enhance recovery after subcortical stroke: who might benefit, daily dose, and potential effects. *Neurorehabilitation an neural repair*. 2008, vol. 22, pp. 458-467. ISSN 1552-6844.

SIRIGU A, COHEN L, DUHAMEL JR, PILLON B, DUBOIS B, AGID Y, PIERROT-DESEILLIGNY C. 1995. Congruent unilateral impairments for real and imagined hand movements. *Neuroreport*. 1995, vol. 6, pp. 997-1001. ISSN 1473-558X.

SOLODKIN A, HLUSTIK P, CHEN EE, SMALL SL. 2004. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cerebral cortex*. 2004; vol. 14, pp. 1246-1255. ISSN 1460-2199

STEPHAN KM, FINK GR, PASSINGHAM RE, SILBERSWEIG D, CEBALLOS-BAUM AO, FRITH CD, FRACKOWIAK RS. 1995. Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *Journal of Neurophysiology*. 1995, vol 73, pp. 373–386. ISSN 1522-1598.

STEVENS JA, PHILLIPS STOYKOV ME. Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis. 2003. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003, vol. 84, pp. 1090-1092. ISSN 1532-821X.

STINEAR CM, BYBLOW WD, STEYVERS M, LEVIN O, SWINNEN SP. 2006. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental brain research*. 2006; vol. 68, pp. 157–164. ISSN 1432-1106

STINS JF, SCHNEIDER IK, KOOLE SL, BEEK PJ. 2015. The Influence of Motor Imagery on Postural Sway: Differential Effects of Type of Body Movement and Person Perspective. *Advances in cognitive psychology*. 2015; vol. 11, pp. 77-83. ISSN 1895-1171

STIPPICH C, OCHMANN H, SARTOR K. 2002. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. *Neuroscience Letters*. 2002, vol. 331, pp. 50-54. ISSN 1872-7972.

THAUT MH, ABIRU M. 2010. Rhythmic Auditory Stimulation in Rehabilitation of Movement Disorders: A Review Of Current Research. *Music Perception: An Interdisciplinary Journal*. 2010; vol. 27, pp. 263-269. ISSN 0730-7829

THAUT MH, LEINS AK, RICE RR, ARGSTATTER H, KENYON GP, MCINTOSH GC, BOLAY HV, FETTER M. 2007. Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2007; vol. 21, pp. 455-459. ISSN 1552-6844

VAN DER MEULEN M, ALLALI G, RIEGER SW, ASSAL F, VUILLEUMIER P. 2014. The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human brain mapping*. 2014; vol.35 , pp. 455-470. ISSN 1097-0193

VARGAS CD, OLIVIER E, CRAIGHERO L, FADIGA L, DUHAMEL JR, SIRIGU A. 2004. The influence of hand posture on corticospinal excitability during motor imagery: a transcranial magnetic stimulation study. *Cerebral cortex*. 2004; vol. 14, pp. 1200-1206. ISSN 1460-2199

VRANA A, HOTZ-BOENDERMAKER S, STÄMPFLI P, HÄNGGI J, SEIFRITZ E, HUMPHREYS BK, MEIER ML. 2015. Differential Neural Processing during Motor Imagery of Daily Activities in Chronic Low Back Pain Patients. *Public Library of Science one*. 2015; vol 10. ISSN 1932-6203.

WERNIG A, MULLER S, NANASSY A, CAGOL E. 1995. Laufband therapy based on “rules of spinal locomotion” is effective in spinal cord injured persons. *European Journal of Neuroscience*. 1995; vol. 7, pp. 823–829. ISSN 1460-9568

WILSON C, SMITH D, BURDEN A, HOLMES P. 2010. Participant-generated imagery scripts produce greater EMG activity and imagery ability. *European Journal of Sport Science*. 2010; vol. 10, pp. 417-425. ISSN 1536-7290

## Seznam zkratek

tzv.	tak zvaný
např.	například
tj.	to je
CNS	centrální nervová soustava
č.	číslo
s.	strana
m.	musculus
obr.	obrázek
apod.	a podobně
atd.	a tak dále
CPG	central pattern generators
BWS	body weight support
SCI	spinal cord injury
sin.	sinistra
dx.	dextra
CMP	cévní mozková příhoda
LBP	low back pain
fMRI	Functional magnetic resonance imaging
EMG	elektromyografie
M1	primární motorická oblast
S1	primární senzorická oblast

S2	sekundární senzorní oblast
PMC	premotorická korová oblast
SMA	suplementární motorická oblast
PAR	asociační parietální korová oblast
TMS	transkraniální magnetická stimulace
PET	pozitronová emisní tomografie
PPN	pedunkulopontinní jádra
K1	iniciální klid
P1	iniciální představa
K2	klid po chůzi
P2	představa po chůzi
cm	centimetr
kg	kilogram

## Seznam obrázků, tabulek a grafů

<b>Obr.1</b>	Podobnost představy pohybu s reálnou exekucí aspektem fMRI (Ehrsson,2003).....	12
<b>Obr.2</b>	Zjednodušené schéma řízení lokomoce (Dickinson, 2006, s. 604-614).....	24
<b>Obr. 3</b>	Míra zapojení mozkových řídicích center při různých aktivitách (Solodkin, 2004) .....	47
<b>Tab. 1</b>	Základní popisné statistiky úkolů s rytmem v sedu .....	37
<b>Tab. 2</b>	Základní popisné statistiky úkolů s rytmem ve stoji .....	37
<b>Graf 1</b>	Aktivita m. tibialis anterior sin. při úkolech s rytmickým inputem.....	40
<b>Graf 2</b>	Aktivita m. tibialis anterior dx. při úkolech s rytmickým inputem.....	40
<b>Graf 3</b>	Aktivita m. gastrocnemius medialis sin. při úkolech s rytmickým inputem.....	41
<b>Graf 4</b>	Aktivita m. gastrocnemius medialis dx. při úkolech s rytmickým inputem.....	41
<b>Graf 5</b>	Aktivita svalů v představě bez rytmu a s rytmem v sedu .....	42
<b>Graf 6</b>	Aktivita svalů v představě bez rytmu a s rytmem ve stoji .....	42

## **Seznam příloh**

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas.....	82
<b>Příloha 2</b> Dotazník představy pohybu MIQ-R.....	83
<b>Příloha 3</b> Fotografie jednotlivých situací měření.....	88
<b>Příloha 4</b> Subjektivní hodnocení jednotlivých úkolů představ.....	89
<b>Příloha 5</b> Výsledky dotazníku MIQ-R.....	91



## **Přílohy**

### **Příloha 1** Informovaný souhlas

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

tř. Svobody 8

771 11 Olomouc

#### **Poučení a souhlas klienta**

Klient ..... souhlasí s provedením kineziologického rozboru a vyšetření pomocí povrchového elektromyografického přístroje firmy Delsys USA v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc pro účely diplomové práce s názvem „Představa pohybu a její vliv na svalovou aktivitu“, kterou zpracovává Bc. Marek Tomsa pod vedením Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D.

Byl jsem srozumitelně seznámen s průběhem všech vyšetření. Souhlasím s jejich provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne ..... Podpis klienta .....

### **Příloha 2** Dotazník představy pohybu MIQ-R

## Dotazník představy pohybu

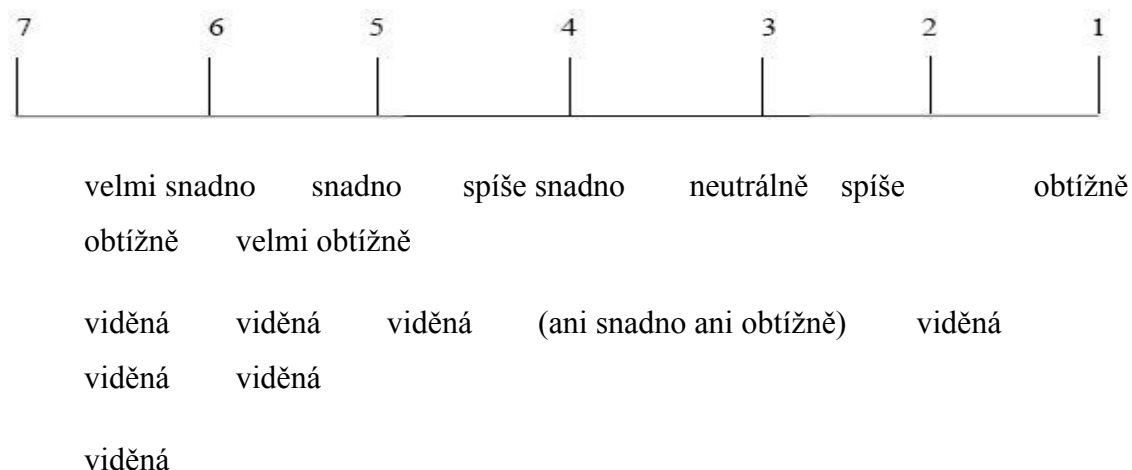
### MOVEMENT IMAGERY QUESTIONNAIRE-REVISED

#### (MIQ-R)

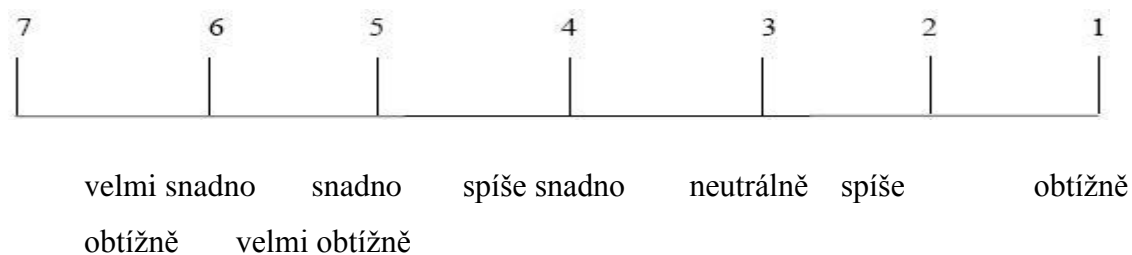
Tento dotazník hodnotí dva způsoby provádění pohybů v představě. První způsob je pokusit se vytvořit vizuální představu neboli obraz pohybu ve své mysli, druhý je pokusit se cítit a vnímat pohyb bez jeho skutečného provedení. Žádám Tě o provedení obou těchto mentálních úkolů pro dané pohyby v tomto dotazníku a následně zhodnocení, jak snadné/obtížné pro Tebe tyto úkoly byly. Na dané otázky neexistují správné či špatné odpovědi.

Každé z následujících tvrzení popisuje konkrétní pohyb. Čti pečlivě každé tvrzení, a pak proved' popsany pohyb. Ten vykoněj pouze jednou. Vrat' se do výchozí pozice a splň druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnot' snadnost/obtížnost, s jakou jsi byla schopna úkol provést. Hodnot' dle následující stupnice:

#### Stupnice vizuální představy



#### Stupnice kinestetické představy



vnímaná vnímaná vnímaná (ani snadno ani obtížně) vnímaná  
vnímaná vnímaná  
vnímaná

**VÝCHOZÍ POZICE:** Stoj snožmo s horními končetinami připáženými.

**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.

**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 snožmo 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.



**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.



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

**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.



**6. VÝCHOZÍ POZICE:** Stoj snožmo s horními končetinami připaženými.

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

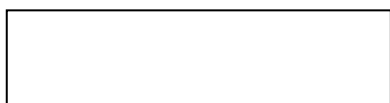
**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujmi výchozí pozici. Pokuš se vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.



**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.



**8. VÝCHOZÍ POZICE:** Stoj snožmo 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.

### Příloha 3 Fotografie jednotlivých situací měření



**Příloha 4** Subjektivní hodnocení jednotlivých úkolů představy (1=velmi obtížně, 4=velmi snadno)

Jméno	Bez rytmu		S rytmen		
		STOJ	SED	SED	STOJ
Proband 1	p.př.	3	3	4	4
	p.po.	3	4	4	4
Proband 2	p.př.	4	3	4	4
	p.po.	4	3	4	4
Proband 3	p.př.	3	3	3	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 4	p.př.	4	3	3	3
	p.po.	4	3	4	4
Proband 5	p.př.	1	2	2	3
	p.po.	2	2	2	4
Proband 6	p.př.	3	4	4	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 7	p.př.	2	3	4	4
	p.po.	3	3	4	4
Proband 8	p.př.	2	3	3	4
	p.po.	3	4	4	4
Proband 9	p.př.	2	3	3	3
	p.po.	3	3	3	3
Proband 10	p.př.	3	2	3	2
	p.po.	3	2	3	3
Proband 11	p.př.	2	2	1	2
	p.po.	3	2	2	3
Proband 12	p.př.	2	3	3	4
	p.po.	3	4	4	4
Proband 13	p.př.	2	3	3	4
	p.po.	3	4	4	4
Proband 14	p.př.	3	4	4	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 15	p.př.	2	3	4	3



	p.po.	2	4	4	4
Proband 16		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	3	3	4	3
	p.po.	4	4	4	3
Proband 17		SED	STOJ	SED	STOJ
	p.př.	2	4	4	4
	p.po.	3	4	4	4
Proband 18		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	1	1	3	2
	p.po.	3	1	3	4
Proband 19		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	2	3	3	3
	p.po.	3	3	3	3
Proband 20		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	4	4	4	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 21		STOJ	SED	STOJ	SED
	p.př.	1	2	3	4
	p.po.	2	3	3	4
Proband 22		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	3	2	4	4
	p.po.	3	2	4	4
Proband 23		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	3	4	3	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 24		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	2	3	2	2
	p.po.	3	3	3	2
Proband 25		SED	STOJ	SED	STOJ
	p.př.	2	4	3	4
	p.po.	4	4	4	4
Proband 26		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	3	2	3	3
	p.po.	4	2	2	3
Proband 27		STOJ	SED	STOJ	SED
	p.př.	2	2	2	2
	p.po.	3	3	2	3
Proband 28		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	2	2	3	3
	p.po.	3	3	3	3
Proband 29		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	1	2	2	2
	p.po.	3	3	3	3
Proband 30		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	2	2	4	3
	p.po.	2	3	4	3
Proband 31		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	3	4	4	4
	p.po.	4	4	4	4
		STOJ	SED	STOJ	SED

Proband 32	p.př.	3	4	4	3
	p.po.	4	4	4	3
Proband 33		STOJ	SED	STOJ	SED
	p.př.	4	4	4	4
Proband 34		SED	STOJ	STOJ	SED
	p.př.	3	4	4	4
Proband 35		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	2	2	3	3
Proband 36		STOJ	SED	SED	STOJ
	p.př.	3	4	4	3

### Příloha 5 Výsledky dotazníku MIQ-R

Jméno	Vizuální představa				Kinestetická představa			
	1. úkol	2. úkol	3. úkol	4. úkol	5. úkol	6. úkol	7. úkol	8. úkol
Proband 1	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 2	4	5	3	6	7	7	6	6
Proband 3	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 4	7	6	7	7	7	7	6	6
Proband 5	6	5	7	5	6	7	6	6
Proband 6	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 7	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 8	6	6	7	7	7	7	7	7
Proband 9	6	6	7	7	5	6	6	5
Proband 10	6	6	5	6	5	6	6	5
Proband 11	6	5	6	5	6	6	5	6
Proband 12	6	6	6	7	5	5	5	5
Proband 13	4	5	4	3	3	3	3	3
Proband 14	6	4	7	6	7	7	7	7
Proband 15	5	6	5	6	6	6	5	6
Proband 16	4	5	5	4	7	7	7	7
Proband 17	7	7	6	6	6	6	7	6
Proband 18	5	7	7	7	7	7	7	7
Proband 19	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 20	7	6	6	6	6	7	7	7
Proband 21	7	7	7	6	4	4	5	7
Proband 22	6	5	4	2	6	6	4	4
Proband 23	7	7	7	7	3	5	7	7
Proband 24	5	6	6	6	2	2	3	3
Proband 25	4	5	5	5	6	6	6	6
Proband 26	3	2	2	2	4	4	4	4

Proband 27	7	7	7	7	3	3	4	4
Proband 28	6	7	7	6	6	6	5	6
Proband 29	6	5	6	6	5	6	5	6
Proband 30	5	6	6	6	6	6	5	6
Proband 31	7	7	7	7	7	7	7	7
Proband 32	6	7	7	7	7	7	7	7
Proband 33	7	7	7	6	7	7	7	7
Proband 34	6	6	6	6	7	7	7	7
Proband 35	6	6	5	6	7	7	7	6
Proband 36	7	6	5	6	6	7	6	5