

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Radka Jedličková

**PŘEDSTAVA JEDNODUCHÉHO POHYBU DOLNÍ KONČETINY
V OBRAZE ELEKTROMYOGRAFIE**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2022

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Představa jednoduchého pohybu dolní končetiny v obraze elektromyografie

Název práce v AJ: Imagery of a simple lower limb movement in a view of electromyography

Datum zadání: 31.1.2021

Datum odevzdání: 20.5.2022

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci,

Fakulta zdravotnických věd, Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Radka Jedličková

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

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

ABSTRAKT

Úvod: Představa pohybu je charakterizována jako mentální simulace specifického pohybu bez jeho uskutečnění. Může však napomáhat při zlepšení pohybového výkonu.

Cíl: Cílem práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu 2 svalů dominantní i nedominantní dolní končetiny (m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris) při představě výstupu na schod před a po vykonání reálného výstupu a při klidovém stavu. Dále byly zhodnoceny změny ve svalové aktivitě při představě výstupu mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Zhodnoceny byly i změny posturálních výchylek obou dolních končetin.

Metodika: Měření se zúčastnilo 11 probandů – 10 žen a 1 muž s průměrným věkem 23,9 let ($\pm 2,2$ roku), průměrnou tělesnou výškou 168,5 cm ($\pm 9,6$ cm) a průměrnou vahou 68,9 kg ($\pm 14,1$ kg). Pro všechny probandy byla dominantní dolní končetinou pravá. Jedním ze vstupních kritérií bylo dosažení více než 3,5 bodu v MIQ-R dotazníku. Kritérium splnili všichni účastníci. Měření proběhlo v prostorách teoretického ústavu FZV UPOL. Skládalo se ze snímání svalové aktivity pomocí přístroje Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA) při představě výstupu na schod před (P1) a po (P2) jeho reálném vykonání a v klidovém stavu (K1) pro dominantní i nedominantní dolní končetinu. Ve stejných situacích byly měřeny i změny posturálních výchylek dominantní i nedominantní dolní končetiny pomocí akcelerometrického senzoru.

Výsledky: Při měření byla zjištěna signifikantní změna svalové aktivity při porovnání situací K1, P1 a P2 pro m. gastrocnemius medialis dominantní i nedominantní dolní končetiny a pro m. rectus femoris dominantní dolní končetiny. Svalová aktivita se snížila v situaci P1 i P2 oproti situaci K1, ke snížení došlo i mezi jednotlivými představami P1 a P2. Pro aktivitu m. rectus femoris nedominantní dolní končetiny nebyly zjištěny signifikantní změny. Bez signifikantních změn proběhlo i porovnání svalové aktivity dominantní a nedominantní končetiny při představě výstupu. Statisticky významné rozdíly nebyly zjištěny ani v rámci změny posturálních výchylek.

Závěr: Představa výstupu na schod má vliv na svalovou aktivitu dolních končetin, do této aktivity se nepromítá jejich dominance. Představa výstupu na schod nevede ke změnám posturálních výchylek.

Klíčová slova: představa pohybu, povrchová elektromyografie, svalová aktivita, výstup na schod, dominance

ABSTRAKT V ANGLICKÉM JAZYCE

Introduction: Motor imagery is characterized as a mental simulation of a specific movement without its realization. However, it can help improve physical performance.

Aim: The aim of the study was to evaluate the muscle activity of 2 muscles of the dominant and non-dominant lower limb (m. gastrocnemius medialis and m. rectus femoris) during motor imagery of stair climbing before and after performing a real stair climb and at rest. Next, changes in muscle activity in the notion of output between the dominant and non-dominant lower limbs were evaluated. Changes in postural deviations of both lower limbs were also evaluated.

Methods: The measurement involved 11 probands - 10 women and 1 man with an average age of 23.9 years (± 2.2 years), an average body height of 168.5 cm (± 9.6 cm) and an average weight of 68.9 kg (± 14.1 kg). For all probands, the dominant lower limb was right. One of the entry criteria was to achieve more than 3.5 points in the MIQ-R questionnaire. All participants met the criterion. The measurement took place on the premises of the theoretical institute FZV UPOL. It consisted of sensing muscle activity using a Trigno IMU / EMG instrument (Delsys®, Boston, USA) during motor imagery of stair climbing before (P1) and after (P2) its actual execution and at rest (K1) for the dominant and non-dominant lower limb. In the same situations, changes in postural deviations of the dominant and non-dominant lower limbs were also measured using an accelerometric sensor.

Results: The measurement showed a significant change in muscle activity when comparing situations K1, P1 and P2 for the dominant and non-dominant m. gastrocnemius medialis and for the dominant m. rectus femoris. Muscle activity decreased in situation P1 and P2 compared to situation K1, there was also a decrease between motor imagery P1 and P2. No significant changes were found for the activity of the non-dominant m. rectus femoris. Without significant changes, the muscle activity of the dominant and non-dominant limbs was compared during imagery of stair climbing. No statistically significant differences were found even within the change of postural deviations.

Conclusion: Motor imagery of stair climbing affects the muscle activity of the lower limbs, this activity does not reflect their dominance. Motor imagery of stair climbing does not lead to changes in postural deviations.

Key words: motor imagery, surface electromyography, muscle activity, stair climbing, dominance

Rozsah: 87 stran/4 přílohy

PROHLÁŠENÍ:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Marka Tomsy a použila jsem jen bibliografické a elektronické zdroje uvedené v referenčním seznamu.

V Olomouci dne 20.5.2022

Podpis: _____

PODĚKOVÁNÍ:

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu práce Mgr. Marku Tomsovi za vstřícný přístup a cenné rady pro realizaci práce. Poděkování patří též Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za konzultace při statistickém zpracování dat a Mgr. Haně Haltmar za pomoc při realizaci měření.

V neposlední řadě děkuji i rodině a nejbližším za podporu a trpělivost.

OBSAH

ÚVOD	9
1 Pohyb.....	11
1.1 Neurofyziologická podstata plánování pohybu	11
1.2 Řízení lokomoce.....	12
2 Povrchová elektromyografie.....	13
2.1 Snímání signálu povrchovou EMG.....	13
2.2 Umístění elektrod SEMG	14
2.3 Analýza EMG signálu	15
3 Představa pohybu.....	16
3.1 Dělení představy pohybu	16
3.2 Neurofyziologická podstata představy pohybu.....	17
3.2.2 Premotorická a suplementární motorická oblast	18
3.2.3 Posteriošní parietální kortex.....	19
3.2.4 Prefrontální korová oblast.....	19
3.2.5 Subkortikální oblasti.....	20
3.2.6 Kortikospinální dráha	20
3.2.7 Příklady podmínek ovlivňující neurální aktivitu při představě pohybu	22
3.2.8 Hodnocení schopnosti představy pohybu	23
3.3 Představa pohybu v obraze EMG.....	24
3.3.1 Absence EMG aktivity při představě pohybu	24
3.3.2 Přítomnost svalové aktivity při představě pohybu	24
3.3.3 Metody snímání EMG využitelné při představě pohybu.....	25
3.4 Využití představy pohybu v rehabilitaci.....	26
3.4.1 Využití MI pro rehabilitaci pacientů po proděláné centrální mozkové příhody.....	27
3.4.2 Využití MI pro rehabilitaci pacientů s Parkinsonovou nemocí.....	27
3.4.3 Další využití MI v rehabilitaci a tréninku.....	28
4 CÍLE A HYPOTÉZY	29
4.1 Cíle práce	29
4.2 Hypotézy	29
5 Metodika práce	31
5.1 Popis experimentální skupiny	31
5.2 Průběh experimentálního měření	31
5.3 Zpracování naměřených dat.....	33
5.4 Statistické zpracování dat	33

6 VÝSLEDKY	34
6.1 Základní popisná statistika	34
6.2 Statistické výsledky	35
6.3 Vyjádření k jednotlivým hypotézám a grafické znázornění výsledků	37
7 DISKUSE	41
7.1 Diskuse k využitým metodám	42
7.2 Diskuse k hypotézám H1 a H2	43
7.2.1 Svalová aktivita při představě pohybu dolních končetin	44
7.2.2 Inhibice motorického výstupu při představě pohybu	45
7.2.3 Podmínky ovlivňující svalovou aktivitu při představě pohybu	47
7.3 Diskuse k hypotéze H3	49
7.4 Diskuse k hypotézám H4 a H5	50
7.5 Přínos představy pohybu pro klinickou praxi	51
7.5.1 Využití tréninku v představě u vybraných diagnóz	52
7.6 Limity studie	55
ZÁVĚR	57
REFERENČNÍ SEZNAM	58
SEZNAM ZKRATEK	78
SEZNAM OBRÁZKŮ	79
SEZNAM TABULEK	80
SEZNAM PŘÍLOH	81
PŘÍLOHY	82

ÚVOD

Představa pohybu je složitým kognitivním procesem, který dle výsledků mnohých studií sdílí podobné rysy s reálným pohybem. Úzkou souvislost představy pohybu lze nalézt zejména s procesem plánování a přípravy pohybu. Ačkoliv je představa pohybu definována jako kognitivní proces bez motorického výstupu, existují náznaky toho, že by i pouhá představa pohybu mohla modulovat aktivitu svalů příslušících k danému pohybu. Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu není stále zcela objasněn, zejména v případě aktivity svalů dolních končetin.

Je pravděpodobné, že představa pohybu podněcuje neuroplasticitu způsobem podobným reálnému vykonání pohybu. Široké využití představy pohybu proto nalézáme v rehabilitaci a sportovním tréninku. Výhodou tréninku v představě je bezpečnost a cenová nenáročnost. Je vhodná i pro pacienty v akutních stádiích onemocnění. Trénink lze vykonávat i v domácím prostředí. Pozitivní přínos tréninku v představě byl prokázán pro zlepšení funkce horních končetin, chůze, stability či sportovního výkonu. Dobré zvládnutí schopnosti chůze po schodech je jedním z častých cílů rehabilitačních programů, proto by mohla mít představa výstupu na schod velký potenciál pro rehabilitaci.

Cílem této práce je zjistit vliv představy výstupu na schod na svalovou aktivitu dolních končetin. Dále bude zjišťováno, zda má na aktivitu svalů při představě vliv reálné vykonání pohybu či dominance končetin. Vyhodnoceny budou i případné změny posturálních výchylek při představě výstupu na schod.

Při vyhledávání podkladů pro teoretickou i výzkumnou část diplomové práce byly využívány databáze PubMed, MEDLINE Complete, Science Direct, EBSCO, Ovid a Google Scholar. Vyhledávané články byly publikovány mezi daty 1.1.1994 až 1.5.2022. Pro vyhledávání byla použita následující anglická klíčová slova: motor imagery, electromyography, muscle activity, stair climbing, dominance; případně jejich české ekvivalenty: představa pohybu, elektromyografie, svalová aktivita, výstup na schod, dominance. Pro hlubší porozumění problematice byly v případě potřeby zdroje dohledávány i podrobnějším ručním vyhledáváním.

Pro účely práce bylo využito 125 článků v anglickém jazyce, 7 v jazyce českém a 1 ve francouzském jazyce. Dále bylo pro účely práce využito 12 monografií – 6 v českém, 5 v jazyce anglickém a 1 ve slovenském jazyce.

Vstupní literaturou sloužící pro základní orientaci v problematice byly následující publikace (řazeno abecedně):

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, R.M., 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4. vydání. Boulder, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.

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

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ, 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024427621.

LATASH, M.D., 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2. vydání. Pennsylvania, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-0.

ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA, 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0084-2.

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

1 POHYB

Pohyb je jednou ze základních vlastností živého organismu, tedy i člověka. Je prováděn za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle a je řízen nervovou soustavou. Může mít lokomoční, komunikační nebo emoční úlohu (Švestková et al., 2017 str. 35; Véle, 2006 str. 17).

Pohyb může být rozdělen na volní (úmyslné pohyby) a mimovolní. Každý z těchto typů pohybu má odlišné neurální mechanismy řízení (Švestková et al., 2017 str. 112). Volní pohyb je iniciován a kontrolován z kortikálních motorických center (Enoka, 2008 str. 288). Samotnému vykonání volního pohybu a kontrole jeho provedení předchází neurologický proces plánování pohybu (Wong, Haith, Krakauer, 2015 str. 385).

1.1 Neurofyziologická podstata plánování pohybu

Volní pohyby jsou spojeny s určitou EEG aktivitou, která se odlišuje od klidové aktivity mozku a předchází samotnému pohybu svalu. Tuto aktivitu je možné zaznamenat až 1,5 sekundy před počátkem svalové aktivity (Latash, 2008 str. 145-146). Takovou nervovou aktivitu můžeme nazvat plánováním pohybu. Plánování pohybu v sobě zahrnuje samotnou definici motorického cíle („co chci udělat“) a následně vypracování motorického plánu („jak toho dosáhnout“) (Wong, Haith, Krakauer, 2015 str. 385-386).

Do plánování pohybu se zapojuje hned několik struktur CNS:

- primární mozková kůra;
- premotorická mozková kůra (Dylevský, 2009 str. 40 a 58);
- suplementární mozková oblast (Chen, Scangos, Stuphorn, 2010 str. 14671).

Dále byla v souvislosti s přípravou a plánováním pohybu zjištěna aktivita:

- mozečku (Lin et al., 2020 str. 536);
- bazálních ganglií;
- thalamu (Purzner et al., 2007 str. 6035).

Při procesu plánování pohybu ještě k samotnému pohybu nedochází. Není zcela objasněno, jakým mechanismem je tento jev zajištěn. Často je vysvětlován souběžnou automatickou inhibicí pohybu během procesu jeho plánování – „inhibitory gating mechanism“. Inhibice má pravděpodobně zabránit předčasnému započatí pohybu (Pouget, Murthy, Stuphorn, 2017; Greenhouse et al., 2015 str. 10682-10683).

Zapojení jednotlivých struktur není za rozdílných podmínek uniformní. Jedním z faktorů, který ovlivňuje proces plánování pohybu, je iniciační impuls. Pokud je

pohyb iniciován zevním stimulem (světelný signál, zvukový signál apod.), zdá se, že se aktivují zejména neurony v premotorické mozkové kůře. Člověk je schopen reagovat na vizuální nebo zvukové signály s reakčním časem 100 ms. Jeli pohyb iniciován vnitřně (jedinec se sám bez externího impulsu rozhodne daný pohyb udělat), není aktivita premotorické kůry tak výrazná a převládá aktivita v suplementární mozkové oblasti (Zimnik, Lara, Churchland, 2019 str. 3299; Latash, 2008 str. 146-147).

Dalším faktorem ovlivňující plánování pohybu je kvalita multisenzorického vstupu, pro vyhodnocování polohy dané části těla, polohy cíle a dalších vlastností obou komponent. Důležitou roli hrají zejména informace vizuální a propioceptivní, respektive jejich kombinace. Při vyřazení jednoho z vjemů neprobíhá proces plánování pohybu tak kvalitně, jako při jejich kombinaci (Enoka, 2008 str. 293; Sober, Sabes, 2003 str. 6990). Také věk může ovlivňovat kvalitu plánování pohybu. Plánování pohybu je méně efektivní u dětí (Davies, Gehring, Kurz, 2015 str. 305) a u starších lidí (Reuter, Behrens, Zschorlich, 2015 str. 82). Dále je dle Daviese, Gehringera a Kurze (2015) důležité, zda je probandovi ponechán dostatečný čas pro naplánování pohybu. Při požadování pohybu bezprostředně po zvukovém a vizuálním signálu byly nalezeny nepřesnosti v pohybu jak u dětí, tak i u dospělých.

1.2 Řízení lokomoce

Rytmický pohyb dolních končetin, na kterém se lidská lokomoce zakládá, je vytvářen pomocí centrálních generátorů pohybu (CPG) – specializované spinální neuronální síť. CPG jsou dále ovlivněny a řízeny aferentními vstupy s vyšších center centrální nervové soustavy (kůra mozková, bazální ganglia, mozeček, mozkový kmen) spolu se senzorickými vstupy. Jsou však schopné generovat rytmický pohyb končetin i bez těchto aferentních informací (Takakusaki, 2013 str. 1483-1485; Latash, 2008 str. 222-223).

CPG jsou aktivovány při stimulaci mezencefalické lokomoční oblasti (MLR), která je součástí retikulární formace (Latash, 2008 str. 224).

Lokomoční motorický program je schopen reagovat na vnější podmínky a modifikovat se. Modifikací jsou umožněny pohyby jako překročení překážky, kopnutí do míče nebo obcházení překážky (Roger, 2008 str. 287). Výstup na schod je svým vzorcem také podobný chůzi po rovině (Paráková, Petrová, 2007 str. 7).

2 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je metoda, která je založena na měření a registraci elektrických potenciálů kosterních svalů, které vznikají při jejich činnosti. Pro měření se využívají 3 typy elektrod:

1. povrchové plošné elektrody (povrchová EMG – SEMG);
2. vpichové elektrody (intramuskulární EMG), zaváděné přímo do svalu (Kukurová, Kráľová, 2004 str. 35; Hrazdira, Mornstein, 2001 str. 235);
3. takzvaná subkutaneosní EMG, kdy je elektroda umístěna pod kůží, ale na rozdíl od vpichové elektrody intramuskulárního EMG je lokalizována nad svalem (Enoka, 2008 str. 198).

EMG detekuje elektrické proudy vzniklé při kontrakci svalu. Kontrakce je výsledkem neuromuskulární aktivity. EMG signál je závislý na anatomických a fyziologických vlastnostech svalu, zároveň je nutné si uvědomit, že sval je pod „kontrolou“ centrálního nervového systému, a i jeho funkce se tedy promítá do signálu EMG (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006 str. 11). To dává možnost pomocí EMG diagnostikovat nejen svalová poškození, ale i poškození nervu či svalovou dysfunkci vzniklou na neurologickém podkladě (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1361).

Využití povrchové EMG je vhodné pro funkční analýzu pohybu, kdy umožňuje vyhodnotit vzájemnou součinnost kosterních svalů při pohybu a dalších okolností, které se do funkce svalů promítají (Krobot, Kolářová, 2011 str. 5). Oproti jehlové EMG přijímá signály z většího množství motorických jednotek (Hrazdira, Mornstein, 2001 str. 235), a tím umožňuje měřit více svalů současně (Krobot, Kolářová, 2011 str. 17). Povrchová EMG nachází různorodá uplatnění – je možné ji použít pro testování, plánování léčby, hodnocení progresu léčby, rehabilitaci, sportovní trénink a výzkum (Criswell, 2011 str. XV).

2.1 Snímání signálu povrchovou EMG

Signál je snímán extracelulárně pomocí 2 elektrod (Enoka, 2008 str. 198). Výhodou bipolárního snímání je eliminace okolního nežádoucího šumu (Krobot, Kolářová, 2011 str. 18-19). Elektrody pracují na principu detekce změn chemické rovnováhy mezi povrchem svalů a pokožkou těla prostřednictvím elektrolytického vedení. Mohou být gelové nebo suché (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1361).

Konečný signál je ovlivněn řadou faktorů. Ty můžeme rozdělit do 2 skupin – vnitřní a vnější faktory (Krobot, Kolářová, 2011 str. 19). Mezi vnitřní faktory řadíme fyziologické, anatomické a biomechanické vlastnosti svalu během kontrakce. Nelze je ovlivnit vlastním snímáním. Ovlivnit lze faktory vnější (tvar elektrod, vzdálenost elektrod a jejich umístění apod.). Prostřednictvím těchto faktorů lze ovlivnit kvalitu výsledného signálu (DeLuca, 1997 str. 138-140).

2.2 Umístění elektrod SEMG

Umístění elektrod je zařazeno mezi ovlivnitelné vnější faktory snímání signálu, je tedy důležité dodržet zásady umisťování (Krobot, Kolářová, 2011 str. 19; Enoka, 2008 str. 199). Dle Latash (2008, str. 55) je průměr elektrody variabilní a pohybuje se v rozpětí 1-20 mm. Krobot a Kolářová (2011, str. 23) uvádějí doporučení pro použití Ag/AgCl elektrody o poloměru 10 mm.

Hlavní zásady pro umístění elektrod:

- před samotným umístěním elektrody je nutné kůži nejdříve řádně očistit (Papagiannis et al., 2019 str. 62; Krobot, Kolářová, 2011 str. 21);
- elektroda by měla být umístěna na kůži v lokalitě středu svalového břicha daného svalu, je umisťována mezi myotendinózní junkci a inervační zónu (DeLuca, 1997 str. 143);
- umístění se nesmí příliš blížit přímo k úponu šlachy, inervační zóně nebo okraji svalu;
- elektrody jsou orientovány paralelně s průběhem svalových vláken (Krobot, Kolářová, 2011 str. 21).

Kromě lokalizace jako takové má svůj podíl na výsledném signálu i vzdálenost elektrod mezi sebou. Jako umístění s největší získanou amplitudou se jeví relativně větší rozestup mezi elektrodami s tím, že obě elektrody jsou umístěny na shodné straně od inervační zóny. V opačném případě by mohl akční potenciál do elektrod dorazit ve stejné fázi. Optimální vzdálenost mezi elektrodami závisí na délce konkrétního svalu (Enoka, 2008 str. 199). Objevují se i číselné údaje pro vzdálenost elektrod. DeLuca (1997, str. 143) doporučuje vzdálenost 1,0 cm. Latash (2008, str. 55) pak variabilní vzdálenost mezi 5-50 mm nebo i více. Mělo by však vždy platit, že pro opakované měření je vzdálenost mezi elektrodami konstantní a nemění se ani umístění elektrod nad svalem (Krobot, Kolářová, 2011 str. 22).

2.3 Analýza EMG signálu

Nedílnou součástí vyšetření pomocí SEMG přístroje je kromě fáze první, kdy dochází k samotnému zisku žádaných parametrů elektrické aktivity ze svalů, i fáze druhá – analytická. Surový záznam SEMG je pomocí k tomu určených počítačových programů analyzován a následně statisticky vyhodnocován (Krobot, Kolářová, 2011 str. 5). Surový záznam v sobě sice již obsahuje žádané informace, jsou však zapsány v pro analýzu „nepoužitelné“ formě (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006 str. 17).

Úprava signálu probíhá ve 2 krocích:

1. rektifikace surového záznamu;
2. vyhlazení rektifikovaného záznamu (Enoka, 2008 str. 201).

Rektifikovaný a vyhlazený signál je následně normalizován. Jde o porovnání s referenční hodnotou. Pro porovnání se často využívá maximální volní kontrakce nebo aktivační hodnota (průměrná hodnota klidové svalové aktivity) (Krobot, Kolářová, 2011 str. 27-28; Latash, 2008 str. 56).

Samotná aktivita svalů se projeví jako tzv. background EMG (Tahayori et al., 2010 str. 1219). Snímání background EMG bývá často využíváno ve studiích zabývajících se svalovou aktivitou při představě pohybu (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 58).

Dále lze pomocí EMG vyšetřit H-reflex (Misiaszek, 2003 str. 144). I H-reflex je často využíván ve spojitosti s představou pohybu (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 57).

Při využití elektrické stimulace svalů lze dále získat křivku nazývanou M-vlna. Ta vyjadřuje aktivitu motorických jednotek svalu (v tomto případě bez přímého vlivu CNS) (Farina et al., 2004 str. 545).

Při EMG vyšetření se dále využívá analýza F-vlny, ze které můžeme získat informaci o aktivitě spinálních motoneuronů (McLeod, Wray, 1966 str. 200).

3 PŘEDSTAVA POHYBU

Mentální představa může být obecně připodobněna k „vnímání určitého vjemu bez sensorické stimulace“. Na rozdíl od percepce tedy nevychází z podnětů ze sensorických receptorů, ale je založena na informacích uložených v paměti. Představa běžně zahrnuje vizuální, akustické nebo pohybové vjemy (Guillot, Collet, 2010 str. 3).

Představa pohybu je kognitivním procesem, který v sobě zahrnuje představu vykonávání určitého pohybu. Tato představa není doprovázena aktivním motorickým výstupem (Lotze, Cohen, 2006 in Geiger et al., 2019 str. 2; Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943).

Představa pohybu úzce souvisí s plánováním a přípravou pohybu nebo pohybového vzoru (Hanakawa, 2016 str. 57-59; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 313). Korelace lze nalézt i v neurální aktivitě při reálném provedení pohybu (Lotze et al., 1999 str. 494). Na rozdíl od plánování pohybu, který je podvědomým procesem, probíhá představa pohybu vědomě (Jeannerod, 1994 str. 190).

3.1 Dělení představy pohybu

Představa pohybu se dá rozdělit na vizuální a kinestetickou představu. Při kinestetické představě si jedinec představuje, že on sám konkrétní činnost provádí. Při vizuální představě danou činnost pouze pozoruje (Hanakawa, 2016 str. 58; Kolářová et al., 2015 str. 133).

Dle Guillot et al. (2009) můžeme vizuální představu dále rozdělit na představu pozorování pohybu z perspektivy první nebo třetí osoby. Při vizuální představě z perspektivy první osoby daný jedinec pozoruje, jak on sám provádí pohyb. Při představě z perspektivy třetí osoby je daný jedinec pouze divák a pozoruje pohyb, který provádí někdo jiný. Kinestetická představa se od vizuální odlišuje „procítěním“ představovaného pohybu. Jedinec, který provádí kinestetickou představu pohybu, by si měl uvědomovat pocit kontrakce svalů, které by zapojil při reálném pohybu (Guillot et al., 2009 str. 2158-9). Kinestetická a vizuální představa pohybu se mezi sebou odlišují i neurální aktivitou – viz kapitola 3.2.7 (Chholak et al., 2019 str. 6; Lee, Kim, Seo, 2019 str. 6-7; Guillot, 2009 str. 2165; Stinear et al., 2006 str. 161).

Dle některých autorů je kinestetická představa pohybu upřednostňována a lépe dosažitelná u sportovců a trénovaných osob. Netrénovaní jedinci spíše využívají vizuální představu (Mizuguchi et al., 2012 str. 107). Naproti tomu Gregg, Hall a Butler (2010, str. 253) uvádějí, že sportovci obecně častěji využívají vizuální představu pohybu. Dle výsledků MIQ-

RS (Movement Imagery Questionnaire – Revised) dotazníku dosahovali i vyššího skóre právě při vizuální představě.

Chholak, Niso, Maksimenko et al. (2019, str. 2-6) provedli experiment, kterého se zúčastnily sportovně netrénované osoby. Probandi byli požádáni o kinestetickou představu pohybu horními končetinami. Pomocí Vectorview MEG systému bylo mimo jiné zjišťováno, zda představa pohybu horními končetinami probandů byla skutečně kinestetická, nebo šlo o vizuální představu. Rozlišení typů představy pohybu proběhlo díky porovnání frekvence mozkových vln. Výsledkem bylo, že ač byli všichni probandi požádáni o kinestetickou představu pohybu, 60 % provedlo vizuální představu pohybu.

3.2 Neurofyziologická podstata představy pohybu

Pro studium aktivity centrálního nervového systému při představě pohybu (a jiných činnostech) se používají moderní zobrazovací metody jako funkční magnetická rezonance (fMRI), pozitronová emisní tomografie (PET) nebo elektroencefalografie (EEG). Studie probíhají jak na primátech, tak na lidských probandech (Hanakawa, 2016 str. 57-59). Z výsledků studií je patrné, že při představě pohybu se zapojuje celá řada kortikálních a subkortikálních nervových struktur (Guillot, Collet, 2010 str. 9).

3.2.1 Primární motorická oblast (M1)

První nervovou strukturou hojně spojovanou s představou pohybu je primární motorická oblast (M1) (Makary et al., 2017 str. 732; Hanakawa, 2016 str. 59; Roth, Decety, Raybaudi, 1996 str. 1281-1283). Jde o strukturu uloženou na konvexitě gyrus praecentralis v mozkové kůře. Kryje se s Brodmannovou areou 4 (Švestková et al., 2017 str. 106-107; Dylevský, 2009 str. 57-58).

Jednou z prvních studií poukazující na aktivitu M1 oblasti během představy pohybu je studie autorů Roth, Decety a Raybaudi (1996, str. 1281-1283), kde byla srovnána mozková aktivita (měřena pomocí fMRI) při reálném vykonání jednoduchého pohybu palce a ukazováku ruky a jeho následné mentální představě. Aktivita při představě v oblasti M1 byla v průměru 30% ve srovnání s aktivitou při reálném pohybu. Z novějších studií pak na aktivitu M1 oblasti poukazuje například i studie Makaryho et al. (2017, str. 732), též využívající fMRI pro srovnání aktivity M1 při představě pohybu ústy a reálném vykonání pohybu. Autoři dále uvádějí, že při představě pohybu se více zapojovala přední sektor

M1 (BA 4a), při reálném vykonání pohybu pak zadní sektor M1 (BA 4p). Nervová aktivita byla opět v průměru vyšší při vykonání pohybu než při jeho představě.

Existují však i studie, které aktivitu M1 neprokázali. Patří mezi ně například studie Mehlera et al. (2019, str. 17), kdy byla opět využita fMRI a byla zaměřena na kinestetickou představu pohybu rukou. Ke stejným výsledkům došla i studie Maeghermana et al. (2019, str. 6), která vyhodnocovala změny motorických evokovaných potenciálů při reálných pohybech rukou a úst a při jejich představě.

Dle Hétu et al. (2013, str. 943) je studií potvrzujících aktivitu M1 při představě pohybu menšina. V jejich přehledovém článku uvádějí, že aktivita M1 oblasti při představě pohybu byla zaznamenána pouze ve 22 ze 122 studií, jež byly použity jako podklady pro vznik článku.

3.2.2 Premotorická a suplementární motorická oblast

Premotorická oblast (PM) neboli sekundární motorická oblast je též uložena v gyrus praecentralis a v přilehlých částech frontálních gyrů. Svou lokalizací odpovídá Brodmannově aree 6. Podílí se především na řízení hrubých a méně přesných pohybů. Účastní se též procesu přípravy pohybu (Švestková et al., 2017 str. 109-110; Dylevský, 2009 str. 58).

Suplementární motorická oblast (SMA) neboli doplňková motorická oblast je lokalizovaná také v oblasti Brodmannovy arey 6. Jde o důležitou strukturu zapojující se do přípravy a plánování pohybu (Švestková et al., 2017 str. 111; Dylevský, 2009 str. 60).

Jak v suplementární motorické oblasti, tak v premotorické oblasti byly nalezeny takzvané zrcadlové neurony („mirror neurons“), které úzce souvisí s observací a imitací pohybu (Whitlock, 2017 str. R695; Acharya, Shulka, 2012 str. 118).

Vzhledem k tomu že premotorická oblast i suplementární motorická oblast hrají výraznou roli při plánování a přípravě pohybu, není překvapením, že řada studií se zabývala jejich zapojením i při představě pohybu (Hanakawa, 2016 str. 58). Jednu z těchto studií vydal Hanakawa et al. (2003, str. 993). Studie porovnávala aktivitu jednotlivých částí mozku při reálném vykonání pohybu prstů rukou a jeho představě. Byla zjištěna srovnatelná aktivita PM i SMA oblastí v obou situacích. Další studií zabývajících se zapojením SMA oblasti do představy pohybu je již dříve zmíněná studie Mehlera et. al (2019, str. 17). I v tomto případě byla potvrzena výrazná aktivita SMA oblasti. Gerardin et al. (2000, str. 1094, 1100) také potvrdili aktivitu SMA při představě pohybu i reálném provedení pohybu prstů rukou. Při představě pohybu se výrazně více zapojila anteriorní část SMA (pre-SMA), při reálném vykonání pohybu posteriorní část SMA (post-SMA).

Kromě představy pohybu jsou premotorická a suplementární motorická oblast spojovány též s observací pohybu. Jejich aktivita jak při observaci, tak při představě pohybu byla zjištěna ve studii Iseki et al. (2008, str. 1029), kteří porovnávali neurální aktivitu při představě, observaci a reálnému vykonání chůze.

Výsledky studie Kasess et al. (2008, str. 836) poukazují na to, že SMA oblast by při představě pohybu mohla mít inhibiční vliv na oblast M1 a tím zabránit uskutečnění reálného pohybu.

3.2.3 Posteriošní parietální kortex

Posteriošní parietální kortex patří mezi 3 hlavní asociační oblasti mozku. Odpovídá 5, 7, 39 a 40 Brodmannově aree. Dělí se na inferiošní a superiošní parietální lalok. Jedná se o funkční oblast parietálního kortexu. Kombinuje informace ze somatosenzorického, auditorního, vizuálního, motorického, cingulárního a prefrontálního kortexu. Integruje také vestibulární a proprioceptivní signály ze subkortikálních oblastí (Whitlock, 2017 str. R691). I v této oblasti se nachází zrcadlové neurony, úzce tak funkčně souvisí s observací a imitací pohybu (Whitlock, 2017 str. R695; Acharya, Shulka, 2012 str. 118).

Autoři Lorey, Naumann a Pilgramm (2014, str. 1219) provedli studii, kde pomocí fMRI zkoumali neurální aktivitu při celkem 6 specifikovaných pohybech rukou a chodidel v představě. Zjistili zvýšenou aktivitu inferiošního i superiošního parietálního laloku v obou hemisférách bez výraznějších změn mezi jednotlivými úkony. V podobné studii autorů Pilgramm et al. (2016, str. 91) se zaměřením na imaginaci pohybu rukou, byla také zjištěna zvýšená aktivita posteriošního parietálního kortexu. Superiošní parietální lalok byl opět aktivován oboustranně, u inferiošního parietálního kortexu došlo ke statisticky významnému zvýšení aktivity pouze v pravé hemisféře.

3.2.4 Prefrontální korová oblast

Prefrontální korová oblast odpovídá Brodmannovým areám 9-12, 46 a 47. Patří mezi důležité asociační oblasti koncového mozku. Je funkčně propojena se všemi oblastmi mozku. Ovlivňuje chování, emoce, plánování a osobnost. Je to také korové centrum tvůrčího myšlení a paměťových neurálních okruhů (Hudák, 2017 str. 438). Co se týče motorické funkce oblasti, je spojována s plánováním a přípravou pohybu. Konkrétně se v těchto situacích pravděpodobně podílí na inhibici pohybu (Krams, 1998 str. 395).

Aktivitu prefrontální korové oblasti při představě grafického úkonu zaznamenali autoři Decety, Philippon a Ingvar (1998, str. 35). Při představě pohybu zjistili bilaterální aktivitu dané oblasti.

3.2.5 Subkortikální oblasti

Mezi subkortikální oblasti spojované s představou pohybu patří bazální ganglia a mozeček (cerebellum) (Hanakawa, 2016 str. 61).

Zvýšená aktivita bazálních ganglií (zejména pak v oblasti putamen) byla zjištěna pomocí fMRI při představě střelby ve studii autorů Baeck, Kim a Seo (2012, 27-28). Aktivita byla ještě vyšší po intenzivním tréninku střelby. Představou každodenních běžných pohybů horními končetinami i celým tělem se zabývali autoři Szameitat, Shen a Sterr (2007, str. 704-707). Mezi tyto činnosti patřilo například jedení masa vidličkou a nožem, stříhání nehtů nůžkami, zvedání těžké krabice ze země, plavání. Představa pohybu byla porovnávána s klidovou aktivitou. Při všech představách činností byla zjištěna zvýšená aktivita pravostranných bazálních ganglií – putamen, pallidum a nucleus caudatum.

Na aktivitu mozečku při představě pohybu se zaměřili pomocí jednofotonové emisní výpočetní tomografie (SPECT) Ryding et al. (1993, str. 95-98). Při představě pohybu byla zjištěna aktivita dolní infero-laterální části obou hemisfér mozečku. Guillot et al. (2008, str. 1473, 1478) také zjistili aktivitu mozečku při představě pohybu. Aktivita byla měřena pomocí fMRI při reálném provedení a představě sekvence 8 určených pohybů 2. až 5. prstu levé ruky. Aktivita v obou situacích byla srovnána s kontrolní klidovou aktivitou.

3.2.6 Kortikospinální dráha

Kortikospinální dráha (tractus corticospinalis, pyramidová dráha) je jednoneuronová dráha spojující mozkovou kůru s páteřní míchou. Začíná z rozsáhlé korové oblasti. Jde o hlavní dráhu pro řízení volných pohybů (Dylevský, 2009 str. 58-60).

Představa pohybu je spojována se zvýšenou excitabilitou kortikospinální dráhy. Ta je měřena prostřednictvím motorických evokovaných potenciálů (MEP) s využitím transkraniální magnetické stimulace (TMS) a elektromyografie (EMG) (Oku et al., 2011 str. 982; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 306, Fourkas, Ionta, Aglioti, 2006 str. 190). Motorické evokované potenciály jsou měřitelnými odpověďmi svalu na vzruchy z α -motoneurony předních rohů míšních. Tyto motoneurony přijímají vzruchy z motorických

buněk mozkové kůry. Hodnotí se jejich latence od kortikálního stimulu (Štětkařová, 2020 str. 273).

Munzert, Lorey a Zentgraf (2009, str. 313-315) v přehledové studii zabývající se kognitivními motorickými procesy během představy pohybu uvádějí, že 31 z nimi zahrnutých studií potvrdilo zvýšenou excitabilitu kortikospinálního systému při představě. Představa pohybu facilituje efektorově-specifické MEP svalů, které jsou zahrnuty do pohybu při jeho reálném provedení. Svaly, které se do daného pohybu nezapojují zvýšení amplitudy MEP nevykazují. Zvýšení amplitudy MEP byla zjištěna také autory Oku et al. (2011, str. 985, 988), kteří porovnali amplitudu MEP za klidových podmínek a při představě extenze zápěstí. Data byla snímána z elektrod umístěných v průběhu bříška m. extensor carpi radialis. Při představě pohybu byla amplituda MEP vyšší o 135 %.

Pro zjištění aktivace motoneuronů přímo v míše se využívá F-vlna, získaná ze záznamu EMG (McLeod, Wray, 1966 str. 200). Při zvýšené spinální excitabilitě je F-vlna s větší amplitudou, trvá déle a má častější výskyt. Mercuri et al. (1996, str. 22) uvádějí, že spinální motoneurony mohou být facilitovány kortikálními stimuly s intenzitou pod hranicí motorické aktivace. Charakteristiky F-vlny svědčící o zvýšené excitabilitě spinálních motoneuronů jsou spojovány s představou pohybu (Bunno, 2019 str. 466; Suzuki et al., 2014 str. 729).

Bunno (2019, str. 464-465) se zabýval měřením F-vlny při kinestetické a somatosenzorické představě pohybů prstů v porovnání s klidovým stavem. Představy nebyly doprovázeny svalovou kontrakcí. Při kinestetické představě došlo v porovnání s klidovým stavem ke statisticky významnému zvýšení F-vlny. Při somatosenzorické představě toto zvýšení nebylo zaznamenáno. Kinestetická představa pohybu proto může být facilitující pro excitabilitu spinálních motoneuronů. Suzuki et al. (2014, str. 726-727) srovnávali F-vlnu při představě a reálné izometrické kontrakci m. opponens pollicis. Představa byla prováděna se zavřenými i otevřenými očima. Představy byly opět porovnány s klidovým stavem. Podobně jako u předchozí zmíněné studie, i zde došlo u obou představ ke statisticky významnému zvýšení amplitudy F-vlny. Významné změny amplitudy při úpravě vizuálních podmínek při představě nebyly zaznamenány.

Stinear et al. (2006, str. 161) při kinestetické představě pohybu palce ruky zaznamenali zvýšenou kortikospinální excitabilitu v porovnání s klidovým stavem. Nenalezli však statisticky významnou změnu amplitudy F-vlny a nezaznamenali tak zvýšenou excitabilitu na spinální úrovni.

3.2.7 Příklady podmínek ovlivňující neurální aktivitu při představě pohybu

Rozdíly mezi neurální aktivitou můžeme najít při porovnání kinestetické a vizuální představy pohybu. V obou situacích je aktivována PM a inferiorní parietální lalok. SMA se též aktivuje v obou situacích, při kinestetické představě však znatelně více. Při kinestetické představě je také zvýšena aktivita mozečku, bazálních ganglií a frontální oblasti (konkrétně BA 9, 24 a 44). Při vizuální představě je oproti kinestetické aktivována okcipitální oblast (BA 17, 18 a 19) a superiorní parietální lalok (BA 5, 6 a 7) (Lee, Kim, Seo, 2019 str. 6-7; Guillot, 2009 str. 2165). Chholak et al. (2019, str. 6) také zjistili aktivitu okcipitální oblasti při vizuální představě a nikoli při kinestetické. Nicméně v jejich studii byla PM aktivována pouze při kinestetické představě. Stinear et al. (2006, str. 161) našli zvýšenou kortikospinální excitabilitu při kinestetické představě pohybu palce. Vizuální představa stejného pohybu nebyla touto zvýšenou excitabilitou doprovázena.

Guillot et al. (2008, str. 1471-1473) srovnali neurální aktivitu skupin probandů s dobrou a se špatnou motorickou představivostí při kinestetické představě pohybové sekvence prstů. Probandi byli rozděleni do skupin dle výsledků ANS score, MIQ-R dotazníku, Auto-estimation score a Mental Chronometry score. Pro měření byla použita fMRI. U obou skupin byla zjištěna aktivace inferiorního a superiorního parietálního laloku, laterálního a mediálního PM, mozečku a putamenu. Skupina s dobrou představivostí oproti druhé skupině více aktivovala parietální laloky a ventrolaterální PM. U skupiny se špatnou představivostí více dominovala aktivita mozečku, orbito-frontálního kortexu a posteriorního cingulárního kortexu.

Neurální aktivita při představě pohybu může být ovlivněna i věkem jedince. Starší jedinci (65-80 let) při představě statických a dynamických posturálních úkonů výrazněji aktivovali kortikální oblasti (prefrontální kortex, SMA, PM, M1) oproti mladším jedincům (20-37 let). Oproti mladším jedincům se neprojevila aktivita subkortikálních oblastí – mozečku a putamenu. Tato změna byla zaznamenána při představě dynamického posturálního úkonu (Mouthon et al., 2018 str. 6-7).

Vliv mohou mít i onemocnění související s ovlivněním (zejména) motorické funkce CNS. Mezi stavy ovlivňující představu pohybu patří například centrální mozková příhoda (CMP) nebo Parkinsonova nemoc (PN) (Munzert, Lorey a Zentgraf, 2009 str. 315-316).

Při srovnání představy pohybu hemiparetickou horní končetinou pacientů po CMP (experimentální skupina) se zdravými jedinci (kontrolní skupina) bylo zjištěno, že probandi v experimentální skupině při představě pohybu zapojili kontralaterálně primární somatosenzitivní oblast (S1) a ipsilaterálně M1 a SMA oblasti. U kontrolní skupiny byla

SMA oblast aktivována v obou hemisférách, S1 a M1 oblasti pouze kontralaterálně (Kimberley et al., 2006 str. 272-273).

3.2.8 Hodnocení schopnosti představy pohybu

Pro zhodnocení schopnosti představy pohybu se využívají dotazníky pohybové představivosti. Jedním z nejrozšířenější je Movement Imagery Questionnaire (MIQ), který v sobě zahrnuje 9 úkolů pro vizuální představivost a 9 úkolů pro kinestetickou představivost. Ještě častěji se využívá jeho zkrácená verze – Movement Imagery Questionnaire – Revised (MIQ-R). Tento dotazník obsahuje pouze 4 úkoly jak pro vizuální, tak pro kinestetickou představu (Kolářová et al., 2015 str. 135; Hall, Martin, 1997 in Gregg, Hall, Butler, 2010 str. 250). Hall a Martin (1997) in Butler, Cazeaux, Fidler (2012, str. 2) uvádějí, že výsledky reliability a validity MIQ-R dotazníku svědčí tomu, že je vhodnou náhradou pro plnou verzi MIQ dotazníku.

Testování pohybové představivosti se skládá ze 4 kroků: 1. testovaný jedinec zaujme výchozí polohu, která pro každý pohyb popsána; 2. reálné provedení popsaného pohybu; 3. návrat do výchozí polohy z bodu 1 a v této poloze si jedinec pouze představí pohyb, 4. na stupnici od 1 do 7 jedinec ohodnotí, do jaké míry pro něho byla představa pohybu složitá (1 = velmi jednoduché, 7 = velmi složité) (Hall, Martin, 1997 in Gregg, Hall, Butler, 2010 str. 250).

Další využívané modifikace MIQ: Movement Imagery Questionnaire-Revised second version (MIQ-RS) – obohacený o některé každodenní činnosti; Visual Imagery Questionnaire (VIQ) – modifikovaný pro pacienty po CMP, amputaci dolní končetiny, s imobilizací dolní končetiny nebo pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí (Kolářová et al., 2015 str. 135; Gregg, Hall, Butler, 2010 str. 251). MIQ-RS je však také dostatečně validní a reliabilní pro osoby po CMP a starší osoby – pokud zvládnou jednotlivé úkony. Je také vhodný pro retestování (Butler, Cazeaux, Fidler, 2012 str. 8-9).

Vzhledem k obtížnosti úkolů běžně využívaného MIQ-R dotazníku pro osoby s tělesným postižením byl vedle MIQ-RS verze dotazníku vyvinut i KVIQ-20 dotazník – Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire. Ten obsahuje 20 pohybových úkolů (jednoduchých pohybů hlavy, ramen, trupu, horních a dolních končetin) – 10 pro vizuální představu a 10 pro kinestetickou. Každý z úkolů je hodnocen vzhledem k jeho obtížnosti na stupnici 1-5, kde 5 je nejvyšší hodnocení. Existuje i zkrácená verze dotazníku KVIQ-10, která obsahuje pouze 10 úkolů. KVIQ dotazník je určen především pro osoby, které nezvládnou pohybově náročné úkoly MIQ-R dotazníku (Malouin et al., 2007 str. 21).

3.3 Představa pohybu v obraze EMG

Elektromyografie je ve studiích zabývajících se představou pohybu obvykle využívána jako indikátor imobility (Lebon et al., 2008 str. 3). Nicméně ačkoli je představa pohybu obecně definována jako kognitivní proces bez motorického výstupu, existuje mnoho studií, které právě pomocí elektromyografického měření zjistily alespoň minimální svalovou aktivitu. Stejně tak existují studie, které naopak při podobných měřeních žádnou aktivitu nezaznamenaly (Guillot, Collet, 2010 str. 83). Problematika je studována již od 30. let minulého století. Jednu z prvních studií provedl Jacobson (1930, str. 34).

3.3.1 Absence EMG aktivity při představě pohybu

Podobně jako při plánování pohybu by měl být impuls pro motorickou akci (vzniklý při aktivaci částí CNS souvisejících s vykonáním pohybu) inhibován i při jeho představě (Greenhouse et al., 2015 str. 10682-10683; Guillot, Collet, 2010 str. 83). Jednou z možností inhibice je již dříve zmíněný inhibiční vliv SMA na aktivitu M1 oblasti (Kasess et al., 2008 str. 836). Inhibiční vliv by mohlo mít i cerebellum (Guillot et al., 2012 str. 16) nebo prefrontální korová oblast (Krams, 1998 str. 395). Existuje i teorie podprahového impulsu pro míšní motoneurony (Mercuri et al., 1996 str. 22). Při představě pohybu by pak nemuselo docházet k přímému zvýšení aktivity míšních motoneuronů, ale mohla by být modulována excitabilita míšních interneuronů. Tyto struktury mají oproti spinálním motoneuronům nižší aktivační práh (Grosprêtre et al., 2019 str. 930-931).

3.3.2 Přítomnost svalové aktivity při představě pohybu

Představa pohybu by podle některých teorií mohla být doprovázena podprahovou motorickou aktivací nebo dokonce nepatrnými pohyby (Jeannerod, 1994 str. 191). Jistým vodítkem mohou být i nalezené souvislosti v neurální aktivitě při představě pohybu a při plánování, přípravě a reálném provedení pohybu (Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 313). Zejména pak aktivita kortikospinální dráhy – viz kapitola 3.2.6 (str. 20). Právě ta může mít souvislost s background EMG aktivitou příslušných svalových skupin (Barthelemy, Nielsen, 2010, str. 976).

Lotze a Halsband (2006, str. 386) uvádějí, že zvýšená svalová aktivita (měřitelná pomocí EMG) při představě pohybu bývá přítomna u atletů, muzikantů nebo u pacientů po CMP. Guillot et al. (2012, str. 2) vysvětlují zvýšenou EMG aktivitu některých pacientů s poškozením mozku a CNS jejich nedostatečnou schopností inhibovat pohyb při představě.

Zvýšená EMG aktivita při představě pohybu by se mohla objevit i u osob s amputovanou končetinou v oblasti pahýlu. Existuje teorie, že u těchto osob je inhibice pohybu snížena, jelikož v amputované končetině již k žádné svalové aktivitě dojít nemůže. Nicméně se tato aktivita může projevit právě v oblasti pahýlu (Guillot et al., 2012 str. 15). Tato domněnka však zatím nebyla potvrzena (Raffin, Giruax, Reilly, 2012 str. 752).

Vliv představy pohybu na měření elektromyografií však stále není plně objasněn (Kolářová et al., 2015 str. 134). Otázkou zůstává i to, zda zvýšená svalová aktivita při představě pohybu souvisí se zlepšením motorického výstupu či nikoliv (Guillot, Collet, 2010 str. 83).

EMG aktivita svalů při představě pohybu může být ovlivněna několika faktory. Zdá se, že velikost svalové aktivity může souviset s typem svalové kontrakce (Guillot et al., 2007 str. 24). Výsledky studie Lebona et al. (2008, str. 12) naznačují, že by mohla být svalová aktivita větší při představě koncentrického typu kontrakce, než při představě izometrického či excentrického typu.

V případě představy manipulace s objektem mohou mít na svalovou aktivitu vliv i somatosenzorické signály spojené s přítomností objektu a pozice dané části těla zaujatá při představě. Při představě „mačkání míčku“ byly zjištěny vyšší amplitudy MEP, pokud byl míček pasivně umístěn do ipsilaterální dlaně. Pokud byl při představě míček v dlani kontralaterální, k významnému zvýšení amplitudy nedošlo (Mizuguchi et al., 2012 str. 129). Vliv by mohla mít i míra úsilí vložená do představy či stranová dominance (Bonnet et al., 1997 str. 225).

3.3.3 Metody snímání EMG využitelné při představě pohybu

Svalová aktivita při představě pohybu může být vyhodnocena snímáním background EMG. To je využíváno jak pro hodnocení, zda je nebo není přítomna svalová aktivita, tak jako indikátor případného nežádoucího pohybu (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 58; Lebon et al., 2008 str. 3).

Snímání background EMG využili například Guillot et al. (2007, str. 21-22) ve studii zabývající se představou zdvihání činky dumbbell. Výsledkem studie byla významně vyšší background EMG aktivita při představě pohybu v porovnání s klidovou aktivitou. Background EMG byla použita i autory Lebon et al. (2008, str. 181-185), kteří ve své studii také potvrdili významné rozdíly v EMG aktivitě svalů v klidovém stavu a při představě pohybu – konkrétně flexe v loketním kloubu se zvedáním činky dumbbell.

Existuje i několik studií, které zvýšenou background EMG aktivitu při představě pohybu (nejčastěji v porovnání s klidovým stavem) nepotvrdily. Například Geiger et al. (2019, str. 1-8), kteří se zabývali výstupem na schod a jeho představou, nebo Stepp, Oyunerdene a Matsuoka (2011, str. 638-643) zabývající se drobnými pohyby rukou. V těchto studiích nebylo zjištěno statisticky významné zvýšení svalové aktivity při představě.

Dalším hodnoceným parametrem může být H-reflex (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 57). Představa pohybu může amplitudu tohoto reflexu zvýšit. V porovnání s reálným pohybem však modulace není stejně výrazná (Bonnet et al., 1997).

Pro hodnocení kortikospinální aktivity může být použito vyhodnocování F-vlny v rámci EMG záznamu – viz kapitola 3.2.6 (str. 20).

3.4 Využití představy pohybu v rehabilitaci

Představa pohybu nalézá široké uplatnění v rehabilitaci, zejména pak v neurorehabilitaci. Možnosti jejího využití se stále podrobují výzkumům (Guillot, Collet, 2010 str. XV). Na to poukazuje i fakt, že k 15.5.2022 při zadání klíčových slov „motor imagery“ a „rehabilitation“ do vědecké databáze PubMed.gov bylo výsledkem vyhledávání 1 262 článků odkazujících se na tuto problematiku. Počet článku výrazně narůstá od přelomu 2. a 3. tisíciletí (PubMed.gov, 2022).

Využití tréninku v představě může napomáhat procesu motorického učení (Mulder, 2007 str 1270). Během představy pohybu je aktivována řada kortikálních a subkortikálních struktur, které též souvisí s reálným provedením pohybu (Guillot, Collet, 2010 str. 9) – viz kapitola 3.2 (str. 17). Právě aktivací těchto struktur trénink v představě pozitivně ovlivňuje neuroplasticitu kortikálních oblastí souvisejících s reálným provedením daného pohybu. To napomáhá osobám podstupujícím trénink v představě vykonat daný pohyb na lepší úrovni (Yoxon, Welsh, 2020 str. 6; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 316). Tyto změny jsou zatím potvrzeny spíše v krátkodobém horizontu. Studie zaměřující se na tuto otázku hodnotí změny v neurální aktivitě bezprostředně po proběhnutí tréninku v představě. Dlouhodobý účinek představy pohybu na kortikální neuroplasticitu není zcela objasněn (Yoxon, Welsh, 2019 str. 6; Wriessnegger et al., 2014 str. 7). Neuroplasticita pravděpodobně neprobíhá jen na kortikální úrovni. Po tréninku v představě byly zaznamenány přechodné změny ve smyslu neuroplasticity i na spinální úrovni (Grosprêtre et al., 2019 str. 932).

Trénink v představě se často využívá u diagnóz jako je hemiparéza (většinou u pacientů po centrální mozkové příhodě) nebo Parkinsonova nemoc (PN). Často se pojí s rehabilitací

chůze nebo lokomoce obecně (Guillot, Collet, 2010 str. XV). Trénink s využitím představy pohybu (zejména kombinace vizuální a kinestetické představy) sportovců zlepšuje jejich sportovní výkon (Hardy, Callow, 1999 str. 108).

Rehabilitace s využitím představy pohybu je vhodná pro pacienty, kteří jsou schopni si pohyb představit v dostatečné kvalitě (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 945). Pokud dojde k takovému poškození mozku, že již není možné představu pohybu provést, postrádá její využití smysl (Mulder, 2007 str. 1273). Je nutné schopnost představy pohybu správně posoudit. Právě zde skví vhodnost využití verze MIQ-RS pro pacienty s pohybovým postižením (případně s lehkým kognitivním nebo smyslovým postižením). Při využití MIQ-R dotazníku by tito pacienti mohli být mylně zařazeni mezi osoby se špatnou představivostí pohybu. Dotazníky lze využít i pro hodnocení průběhu rehabilitace (Greg, Hall, Butler, 2010 str. 253).

Nutno podotknout, že představa pohybu nikdy nemůže nahradit reálnou fyzickou aktivitu. Jde o relevantní, nicméně doplňkovou rehabilitační techniku (Mulder, 2007 str. 1275).

3.4.1 Využití MI pro rehabilitaci pacientů po proděláním centrální mozkové příhody

Obecně pacienti po CMP udávají jako nejkýženější cíl terapie znovuzískání schopnosti chůze případně její zlepšení (Richards, Olney, 1996 str. 149). Nemálo studií poukazuje na zlepšení procesu rehabilitace chůze pacientů po prodělané CMP, jeli spolu s kinezioterapií a fyzikální terapií využít i trénink v představě oproti rehabilitaci bez využití představy pohybu (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943). Proces představy pohybu nezávisí na schopnosti provést fyzický pohyb. Proto je možné využít rehabilitaci představou pohybu již v ranných stádiích onemocnění (Oostra et al., 2015 str. 204). Dunsky et al. (2008, str. 1584) vyzdvihují možnost snadného doplnění rehabilitačního programu o trénink v představě i v domácích podmínkách. Trénink v představě se nejčastěji zaměřuje na zlepšení rovnováhy, chůze a hybnosti horních končetin (Guerra et al., 2017 str. 213).

3.4.2 Využití MI pro rehabilitaci pacientů s Parkinsonovou nemocí

V porovnání se studii zabývajícími se představou pohybu pacientů s CMP je studií pro pacienty s PN výrazně méně (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 944). Představa pohybu pomáhá pacientům ovlivnit a zmírnit bradykinezi, což se projevuje například na zkrácení času v rámci Timed Up and Go testu (Tamir, Dickstein a Huberman, 2007 str. 69, 74). Podobně

jako u pacientů s CMP je i pro pacienty s PN potenciál využití představy pohybu pro zlepšení lokomoce. Její účinek však zatím nebyl prokázán (Braun et al., 2011 str. 28). Trénink v představě by dále mohl zlepšit grafomotoriku u těchto pacientů. Efekt tréninku v představě pro grafomotoriku byl zaznamenán u pacientů s Huntingtonovou chorobou (Yágüez et al., 1999 str. 124).

3.4.3 Další využití MI v rehabilitaci a tréninku

Představu pohybu lze využít u pacientů s amputovanou končetinou (Guillot et al., 2012 str. 14). S využitím metody Graded Motor Imagery lze u těchto pacientů snížit fantomové bolesti v oblasti pahýlu (Limakatso et al., 2020 str. 70). Doplnění rehabilitačního programu pacientů s amputovanou dolní končetinou o trénink v představě může zlepšit jejich lokomoční funkci. Zároveň rehabilitační program zlepšuje schopnost představy pohybu těchto pacientů. Představou lze trénovat nejen lokomoci po rovině či v terénu, ale i chůzi po schodech (Saruco et al., 2019 str. 15-16).

Trénink v představě nachází své využití i u zdravých jedinců či sportovců pro zlepšení provedení pohybu či zvýšení sportovního výkonu (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943). Výhodné je využití tréninku v představě spolu s observací pohybu (Romano Smith et al., 2019 str. 11). Trénink v představě pomáhá zlepšovat svalovou sílu, rychlost pohybu, přesnost pohybu a jeho variabilitu (Ruffino, Papaxanthis, Lebon, 2017 str. 64).

Představa pohybu je v poslední době zvažována i pro doplnění výuky a přípravy chirurgů k operacím. Na základě výsledků studií zabývajících se tréninkem v představě obecně je předpokládáno, že by trénink bylo možné využít i právě v chirurgii. Nespornou výhodou by byly nízké náklady tréninku a nulové riziko při nácviku nového postupu operace (Goble et al., 2021 str. 347).

4 CÍLE A HYPOTÉZY

4.1 Cíle práce

Cílem práce je zhodnotit svalovou aktivitu 2 svalů dominantní i nedominantní dolní končetiny (m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris) při představě výstupu na schod před a po vykonání reálného výstupu a při klidovém stavu. Dále budou zhodnoceny změny ve svalové aktivitě při představě výstupu mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Zhodnoceny budou i změny posturálních výchylek obou dolních končetin.

4.2 Hypotézy

H1₀: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou neliší.

H1_A: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou liší.

H2₀: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou neliší.

H2_A: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou liší.

H3₀: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris se při představě před a po reálném výstupu na schod neliší mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

H3_A: Svalová aktivita pro m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris se při představě před a po reálném výstupu na schod liší mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

H4₀: Posturální výchylky dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou neliší.

H4_A: Posturální výchylky dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou liší.

H5₀: Posturální výchylky nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou neliší.

H5_A: Posturální výchylky nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou liší.

5 METODIKA PRÁCE

5.1 Popis experimentální skupiny

Měření se zúčastnilo 11 probandů – 10 žen a 1 muž. Jednalo se o zdravé jedince z řad studentů FZV UPOL. Jejich průměrná výška byla 168,5 cm ($\pm 9,6$ cm) a průměrná váha 68,9 kg ($\pm 14,1$ kg). Průměrný věk byl 23,9 let ($\pm 2,2$ roku). Pro všechny probandy byla dominantní dolní končetinou pravá.

Vstupním kritériem bylo dosažení skóre více než 3,5 bodu z MIQ-R dotazníku. Tato hodnota je hraniční pro dobrou motorickou představivost (Gregg, Hall, Butler, 2010, str. 249-257). Účastníci měli dobrou úroveň komunikačních a kognitivních schopností, nepocítovali žádnou akutní ani závažnější chronickou bolest a v posledním roce neprodělali závažnější zranění. Neměli neurologický nále. Ženské účastnice negovaly těhotenství. Žádný z probandů nevykazoval příznaky onemocnění COVID-19 ani jiného infekčního onemocnění. Probandi byli poučeni o průběhu měření a jeho cílech, s měřením souhlasili a podepsali informovaný souhlas (jeho znění k dispozici v příloze práce na str. 82). Realizace experimentu byla přijata a schválena etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

5.2 Průběh experimentálního měření

Experimentální měření proběhlo v prostorách teoretického ústavu FZV UPOL v odpoledních hodinách. Při měření bylo dbáno na zajištění klidného prostředí a stejných podmínek pro všechny účastníky.

Před samotným měřením probandi vyplnili MIQ-R dotazník pro zhodnocení jejich pohybové představivosti. Průměrný počet bodů byl 6,0 bodu ($\pm 0,7$ bodu). Tabulka s výsledky dotazníku je k dispozici v příloze diplomové práce na str. 87. Dále byla zjištěna dominance dolní končetiny testem „kopnutí do míče“ (van Melick et al., 2017, str. 1-9).

Svalová aktivita byla snímána z m. gastrocnemius medialis a m. rectus femoris dominantní i nedominantní dolní končetiny. Na kůži probandů byly v lokalitě středu svalového břiška umístěny povrchové elektrody snímající jejich EMG aktivitu. Byly použity telemetrické sensory Trigno IMU/EMG (Delsys®, Boston, USA). Před aplikací elektrod byla kůže v místě aplikace očištěna (případně oholena) a vydesinfikována. Místo pro aplikaci elektrody bylo přesně stanoveno vpalpováním svalových bříšek v izometrické kontrakci.

Pro zhodnocení posturálních výchylek byla využita data z akcelerometrického sensoru stejného přístroje jako pro snímání EMG signálu. Sensor pro snímání posturálních výchylek byl umístěn na tuberositas tibiae (opět na dominantní i nedominantní dolní končetinu).

Fotografie s umístěním senzorů na jednom z probandů je k dispozici v příloze diplomové práce na str. 87.

Po umístění elektrod proběhlo celkem 10 měření – 5 různých situací pro každou dolní končetinu. Zda bude v první sadě situací využita dominantní nebo nedominantní končetina bylo stanoveno randomizovaně. Proband byl vždy slovně instruován. Každé jednotlivé měření trvalo 30 s. Pro co největší uvolnění byly dolní končetiny v poloze vleže na zádech vždy vypodloženy malým půlválcem.

Popis jednotlivých situací:

1. Klidová aktivita 1 (K1)

Poloha vleže na zádech. Proband byl vyzván k tomu, aby si v duchu zpíval píseň „Hodně štěstí zdraví“. Byla mu snímána klidová svalová aktivita.

2. Představa pohybu 1 (P1)

Poloha vleže na zádech. Proband byl vyzván k představě výstupu na schod. Byl instruován, zda má pohyb provádět dominantní nebo nedominantní dolní končetinou. Proband byl požádán, aby si pohyb představoval stále dokola po celou dobu měření. Opět byla snímána svalová aktivita.

3. Reálný pohyb

Poloha ve stoji. Proband byl instruován k provedení výstupu na schod, který se nacházel před ním. Také byl instruován, zda má pohyb provádět dominantní nebo nedominantní dolní končetinou. Pohyb se opakoval po celou dobu měření.

4. Klidová aktivita 2 (K2)

Poloha vleže na zádech. Proband byl opět vyzván k tomu, aby si v duchu zpíval píseň „Hodně štěstí zdraví“. Byla mu snímána klidová svalová aktivita.

5. Představa pohybu 2 (P2)

Poloha vleže na zádech. Proband byl vyzván k představě výstupu na schod. Byl instruován, zda má pohyb provádět dominantní nebo nedominantní dolní končetinou. Proband byl požádán, aby si pohyb představoval stále dokola po celou dobu měření. Opět byla snímána svalová aktivita.

5.3 Zpracování naměřených dat

Surový EMG signál byl zpracovaný v programu Delsys EMGworks®Analysis. Zpracována byla data ze záznamu následujících situací – Klidová aktivita 1 (K1), Představa pohybu 1 (P1), Představa pohybu 2 (P2). Surový záznam byl upraven ve dvou po sobě následujících krocích – retifikací a vyhlazením. Pro vyhlazení byl využit algoritmus tzv. root mean square (RMS, střední kvadratická hodnota). Dle pokynů výrobce byla nastavena velikost okna 0,125 sekund a překrytí okna 0,0625 sekund. Stejným způsobem byly zpracovány i záznamy z akcelerometrů pro roviny X, Y, Z.

Data byla pro účely dalšího zpracování přesunuta do programu Microsoft Excel. Z dat zaznamenávajících svalovou aktivitu byl vypočítán průměr. Pro data z akcelerometru byl vypočten tzv. signal vector magnitude (SVM, velikost vektoru signálu). Z vypočítaných hodnot byla vybrána minimální a maximální hodnota. Pro další statistické zpracování byl použit rozdíl těchto hodnot, který vypovídá o range of motion (ROM, rozsah pohybu) daného segmentu. Pro následné statistické zpracování byla data ve stejném programu vhodně uspořádána do tabulek.

5.4 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování byl využit program STATISTICA 13.4.0. Pro všechna data byla vytvořena základní popisná statistika. Bylo ověřeno normalita rozložení dat Shapiro-Wilkovým testem. Hranice normality byla stanovena pro $p > 0,05$. U většiny dat nebylo zjištěno normální rozložení. S přihlédnutím k počtu probandů byly pro následné statistické vyhodnocování všech hypotéz využity neparametrické metody.

Pro zpracování dat odpovídajících hypotézám H1, H2, H4 a H5 byla použita neparametrická Friedmannova ANOVA. Hladina statistické významnosti byla určena jako $p < 0,05$. Pokud byl pomocí Friedmanovy ANOVY zjištěn statisticky významný rozdíl mezi hodnotami, jednotlivé dvojice situací byly mezi porovnány neparametrickým Wilcoxonovým testem. V případě Wilcoxonova testu byla hladina signifikance upravena Bonferroniho korekcí vzhledem k předešlému porovnání 3 situací Friedmanovou ANOVOU ($0,05/3$). Hladina významnosti pro následné porovnání byla stanovena jako $p < 0,017$.

Pro zpracování dat odpovídající hypotéze H3 byl využit pouze neparametrický Wilcoxonův test. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako $p < 0,05$.

6 VÝSLEDKY

6.1 Základní popisná statistika

V následujících tabulkách je uvedena základní popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity a rozsahu pohybu posturálních výchylek.

Tabulka 1 Základní popisná statistika průměrné aktivity svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny za daných situací (hodnoty jsou uvedeny v μV).

Sval	Situace	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
m. GM D	K1	8,053	6,615	2,454	17,598	5,095
	P1	7,087	6,615	2,146	14,254	3,877
	P2	5,816	5,421	2,586	10,751	2,531
m. RF D	K1	7,222	7,366	1,689	16,884	4,482
	P1	6,196	6,470	1,678	12,690	3,256
	P2	4,491	4,920	1,225	7,037	1,818
m. GM N	K1	6,382	6,190	3,040	10,064	2,249
	P1	6,279	6,088	3,070	9,966	2,335
	P2	5,850	5,658	3,122	9,310	2,094
m. RF N	K1	5,381	5,364	2,004	12,544	2,999
	P1	5,572	5,179	2,017	16,015	3,884
	P2	5,276	4,755	2,024	15,488	3,727

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, D – dominantní, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2.

Tabulka 2 Základní popisná statistika rozsahů pohybu posturálních výchylek dominantní a nedominantní dolní končetiny.

Dolní končetina	Situace	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
D	K1	0,382	0,353	0,284	0,467	0,072
	P1	0,351	0,349	0,274	0,579	0,084
	P2	0,356	0,368	0,274	0,463	0,050
N	K1	0,325	0,348	0,079	0,435	0,093
	P1	0,329	0,348	0,243	0,357	0,040
	P2	0,324	0,346	0,269	0,412	0,049

Legenda: D – dominantní, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2.

6.2 Statistické výsledky

Následující tabulky shrnují výsledky statistického zpracování dat příslušících ke stanoveným hypotézám.

Tabulka 3 Hladiny významnosti svalové aktivity pro hypotézy H1 a H2.

Sval	Porovnávané situace	p-hodnota (FA)	p-hodnota (WT)
m. GM D	K1/P1	0,001	0,005
	K1/P2		0,004
	P1/P2		0,017
m. RF D	K1/P1	0,001	0,013
	K1/P2		0,003
	P1/P2		0,003
m. GM N	K1/P1	0,002	0,003
	K1/P2		0,001
	P1/P2		0,004
m. RF N	K1/P1	0,006	0,026
	K1/P2		0,062
	P1/P2		0,022

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, D – dominantní, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2, FA – Friedmannova ANOVA, WT – Wilcoxonův test; statisticky významné hodnoty ($p < 0,05$ pro FA, $p < 0,017$ pro WT) jsou vyznačeny tučně.

Tabulka 4 Hladiny významnosti svalové aktivity pro hypotézu H3.

Situace	Porovnávané svaly	p-hodnota
P1	m. GM D/N	0,424
	m. RF D/N	0,859
P2	m. GM D/N	0,182
	m. RF D/N	0,929

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, D – dominantní, N – nedominantní, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2; statisticky významné hodnoty ($p < 0,05$) jsou vyznačeny tučně.

Tabulka 5 Hladiny významnosti posturálních výchylek pro hypotézy H4 a H5.

Dolní končetina	Situace	p-hodnota
D	K1	0,529
	P1	
	P2	
N	K1	0,336
	P1	
	P2	

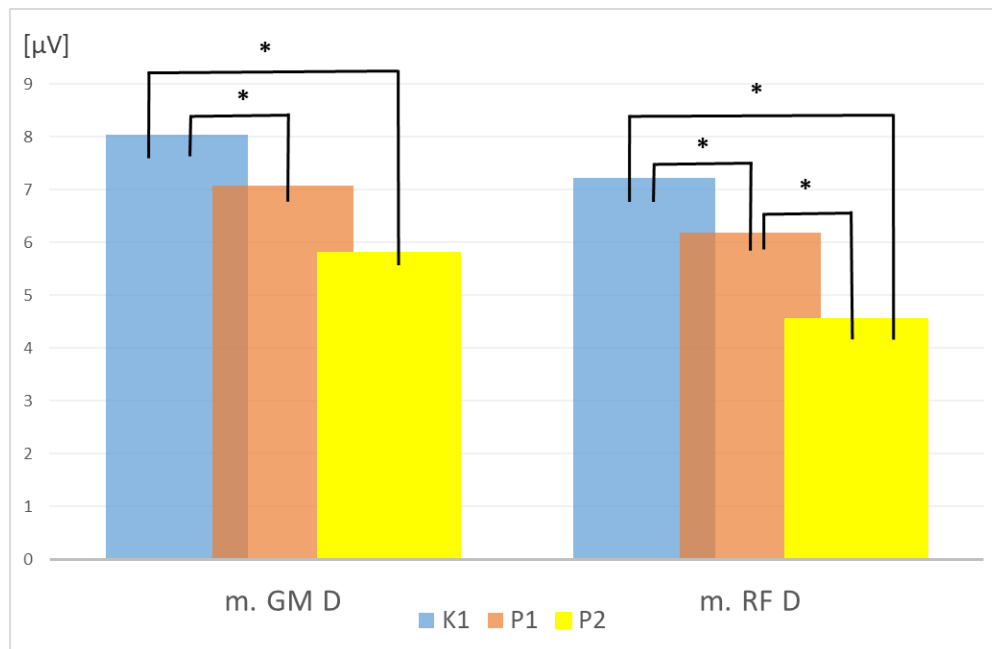
Legenda: D – dominantní, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2; statisticky významné hodnoty ($p < 0,05$) jsou vyznačeny tučně.

6.3 Vyjádření k jednotlivým hypotézám a grafické znázornění výsledků

Hypotézu **H1₀**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou neliší.“ lze zamítnout pro *m. rectus femoris* (pro K1/P1 $p=0,013$, pro K1/P2 $p=0,003$, pro P1/P2 $p=0,003$) a pro *m. gastrocnemius medialis* v situacích K1/P1 a K1/P2 (pro K1/P1 $p=0,005$, pro K1/P2 $p=0,004$).

Hypotézu **H1_A**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou liší.“ lze zamítnout pro *m. gastrocnemius medialis* v situacích P1/P2 ($p=0,017$).

Výsledkům hypotézy H1 odpovídá grafické znázornění na obrázku 1.



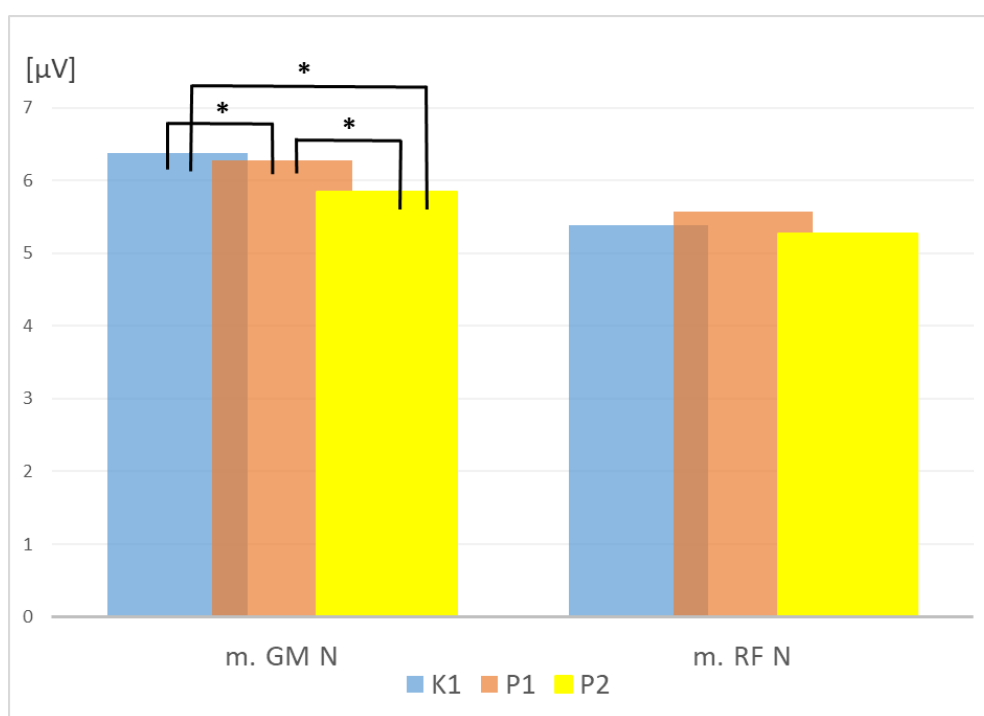
Obrázek 1 Porovnání svalové aktivity v situacích K1, P1 a P2 pro dominantní dolní končetinu.

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, D – dominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2, * - statisticky významný rozdíl ($p<0,017$).

Hypotézu **H2₀**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou neliší.“ lze zamítnout pro *m. gastrocnemius medialis* (pro K1/P1 $p=0,003$, pro K1/P2 $p=0,001$, pro P1/P2 $p=0,004$).

Hypotézu **H2_A**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou liší.“ lze zamítnout pro *m. rectus femoris* (pro K1/P1 $p=0,026$, pro K1/P2 $p=0,062$, pro P1/P2 $p=0,022$).

Výsledkům hypotézy H2 odpovídá grafické znázornění na obrázku 2.



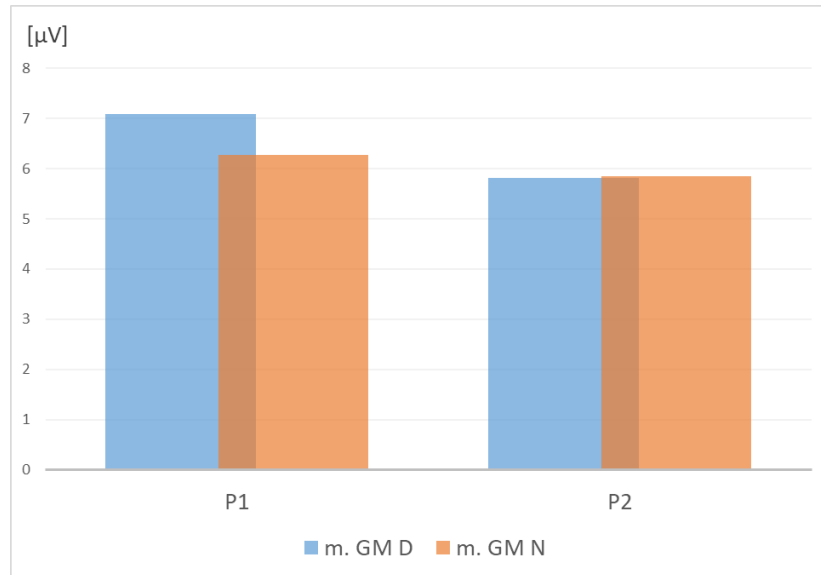
Obrázek 2 Porovnání svalové aktivity v situacích K1, P1 a P2 pro nedominantní dolní končetinu.

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2, * - statisticky významný rozdíl ($p<0,017$).

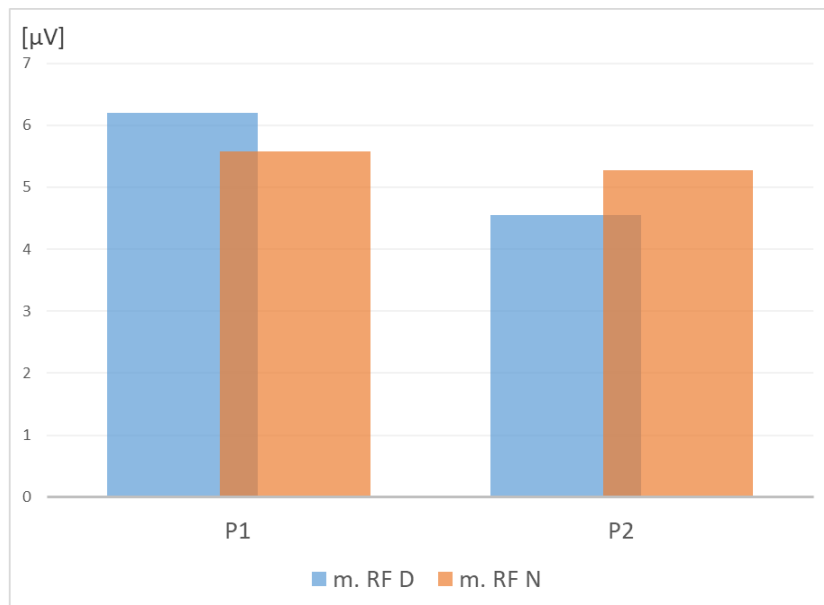
Hypotézu **H3₀**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* se při představě před a po reálném výstupu na schod neliší mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.“ nelze zamítnout pro situaci P1 (pro m. GM D/N $p=0,424$, pro m. RF D/N $p=0,859$) i P2 (pro m. GM D/N $p=0,182$, pro m. RF D/N $p=0,929$).

Hypotézu **H3_A**: „Svalová aktivita pro *m. gastrocnemius medialis* a *m. rectus femoris* se při představě před a po reálném výstupu na schod liší mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.“ lze zamítnout.

Výsledkům hypotézy H3 odpovídá grafické znázornění na obrázcích 3 a 4.



Obrázek 3 Porovnání svalové aktivity *m. gastrocnemius medialis* dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích P1 a P2.



Obrázek 4 Porovnání svalové aktivity *m. rectus femoris* dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích P1 a P2.

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, m. RF – musculus rectus femoris, D – dominantní, N – nedominantní, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2.

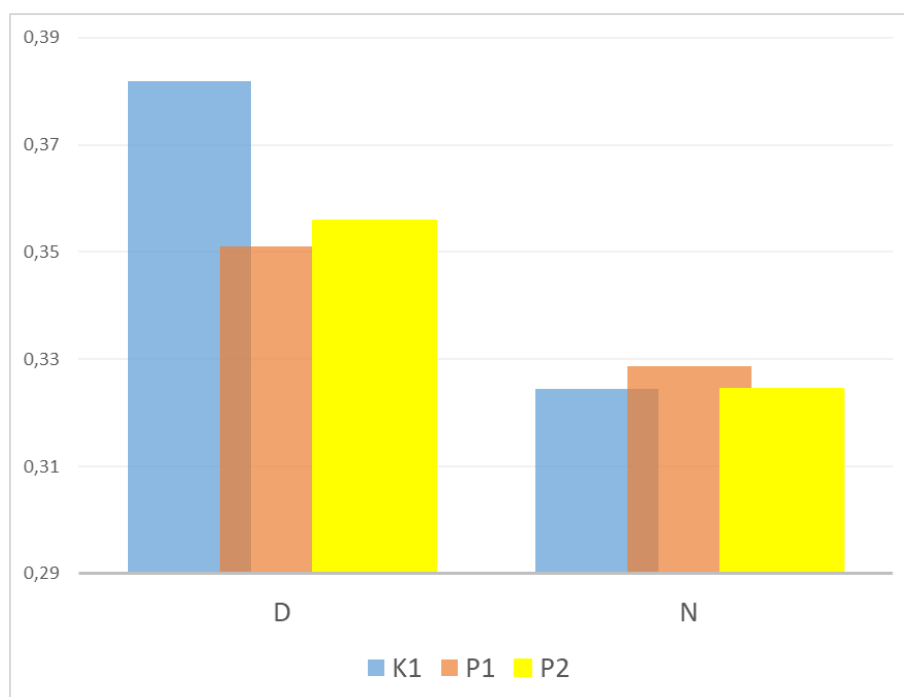
Hypotézu **H4₀**: „Posturální výchylky dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou neliší.“ nelze zamítnout (pro K1/P1/P2 $p=0,529$).

Hypotézu **H4_A**: „Posturální výchylky dominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod dominantní dolní končetinou liší.“ lze zamítnout.

Hypotézu **H5₀**: „Posturální výchylky nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou neliší.“ nelze zamítnout (pro K1/P1/P2 $p=0,336$).

Hypotézu **H5_A**: „Posturální výchylky nedominantní dolní končetiny se v klidu a při představě před a po reálném výstupu na schod nedominantní dolní končetinou liší.“ lze zamítnout.

Výsledkům hypotéz H4 a H5 odpovídá grafické znázornění na obrázku 5.



Obrázek 5 Porovnání posturálních výchylek dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích K1, P1 a P2.

Legenda: D – dominantní dolní končetina, N – nedominantní dolní končetina, K1 – Klidová aktivita 1, P1 – Představa pohybu 1, P2 – Představa pohybu 2.

7 DISKUSE

Studie zabývající se vlivem představy pohybu na lidský organismus se často zaměřují na neurální aktivitu na kortikální a spinální úrovni. Pouze minoritně pak na úroveň periferní, jejíž součástí je svalový systém (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 57). Právě souvislost mezi neurální aktivitou při představě pohybu s aktivitou při plánování pohybu či jeho reálném vykonání vedla bližšímu zaměření se na svalovou aktivitu při představě pohybu (Guillot, Collet, 2010 str. 9; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 313). Zejména pak zvýšená aktivita kortikospinálního traktu, která může se svalovou aktivitou souviset (Bunno, 2019 str. 464-465; Oku et al., 2011 str. 985, 988; Barthelemy, Nielsen, 2010, str. 976).

Představa pohybu napomáhá neuroplasticitě CNS v rámci procesu řízení a provádění pohybu (Yoxon, Welsh, 2020 str. 6; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 316). Nalézá proto široké uplatnění v rehabilitaci (Guerra et al., 2017 str. 213; Ruffino, Papaxanthis, Lebon, 2017 str. 64; Oostra et al., 2015 str. 204; Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943; Tamir, Dickstein, Huberman, 2007 str. 69, 74). Není zcela jasné, zda právě zvýšená svalová aktivita přímo souvisí s pozitivními účinky představy pohybu na zlepšení motorického výstupu (Guillot, Collet, 2010 str. 58).

Yoxon a Welsh (2020, str. 2,6) se ve své studii zaměřili na vztah zvýšené kortikospinální aktivity při představě pohybu a velikostí kortikální adaptace (neuroplasticity) po tréninku s využitím MI. Studie byla soustředěna na pohyby palce, pro získání informací o kortikální a kortikospinální aktivitě byla využita TMS a snímání MEP. Závěrem studie je, že zvýšení kortikospinální aktivity (zvýšení amplitudy MEP) při tréninku v představě souvisí s pozitivními kortikálními změnami ve smyslu neuroplasticity.

Motorické evokované potenciály jsou měřitelnými odpověďmi svalu na vzruchy z α -motoneurony předních rohů míšních (Štětkářová, 2020 str. 273). Na základě těchto informací lze usoudit, že existuje možnost souvislosti změny svalové aktivity při představě pohybu s neuroplasticitou korových oblastí souvisejících s řízením pohybu a tím i se zlepšením motorického výstupu.

Svalová aktivita při představě pohybu zaznamatelná prostřednictvím elektromyografie je stále předmětem mnohých experimentálních studií a vědeckých diskusí (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 57; Rieger, Dahm, Koch, 2017 str. 459; Guillot, Collet, 2010 str. 83). Snímání EMG aktivity je vedle zobrazovacích metod (využitých pro popis neurální aktivity při představě) dalším prostředkem snahy o objektivizaci představy pohybu (Hanakawa, 2016 str. 58). Studie zabývající se touto problematikou docházejí

jak k závěru, že představa pohybu má vliv na svalovou aktivitu, tak i k názoru, že se představa pohybu do svalové aktivity nepromítá (Guillot, Collet, 2010 str. 83). Přítomnost či nepřítomnost svalové aktivity, případně její velikost, může být ovlivněna řadou vnějších i vnitřních faktorů (Guillot et al., 2007 str. 24).

7.1 Diskuse k využitým metodám

Jedním ze vstupních požadavků na probandy byla dobrá motorická představivost. Ta byla zjišťována pomocí MIQ-R dotazníku. Jde o zkrácenou verzi MIQ dotazníku, která je z hlediska reliability a validity jeho vhodnou alternativou (Hall, Martin, 1997 in Butler, Cazeaux, Fidler, 2012 str. 2; Hall, Martin, 1997 in Gregg, Hall, Butler, 2010 str. 250). Validita a vhodnost využití MIQ dotazníku pro měření míry představivosti pohybu byla prokázána autory Atienza, Balaguer, Garcia-Merita (1994, str. 1327). Vyzdvihují i jeho bifaktoriální strukturu (vizuální i kinestetická škála). Reliabilita MIQ-R dotazníku pomocí metody test-retest byla odhadnuta s korelačním koeficientem $r=0,86$ pro vizuální škálu a $r=0,90$ pro škálu kinestetickou (Lorant, Nicolas, 2004 str. 67).

Pro snímání svalové aktivity při představě pohybu se nejčastěji využívá povrchová EMG (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 58). Stejná metoda byla využita i pro experimentální měření v rámci této diplomové práce. Její nespornou výhodou je umístění snímacích elektrod přímo na kůži nad daným svalem (Latash, 2008 str. 54; DeLuca, 1997 str. 143), jde tedy o metodu neinvazivní. I proto je její využití doporučováno (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1366). Povrchová EMG je vhodnou metodou pro detekci iniciace pohybu i pro stanovení intenzity svalové aktivity. Signál musí být pro tyto účely normalizován – například porovnáním s klidovou svalovou aktivitou (Papagiannis et al., 2019 str. 63; Latash, 2008 str. 56; DeLuca, 1997 str. 136). Využitím vhodných technologií jak pro samotné snímání, tak pro následnou úpravu signálu lze svalovou aktivitu snímat s přesností dosahující až 90 % (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1365-1366).

Nevýhodou povrchové EMG je možnost, že při snímání jednoho konkrétního svalu dojde k ovlivnění signálu aktivitou některého z vedlejších svalů. Jak již bylo naznačeno dříve, existuje celá řada dalších vnitřních i vnějších faktorů, které se mohou do snímaného signálu promítnout a ovlivnit jej (Papagiannis et al., 2019 str. 61; DeLuca, 1997 str. 139-140). V případě potřeby zaměřit snímání pouze na jeden sval, či dokonce na konkrétní oblast svalových vláken by mohla být vhodnější metodou jehlová (intramuskulární) EMG. Ta by též umožňovala snímat aktivitu hlouběji uložených svalů (Guillot, Collet, 2010 str. 86; Lebon

et al., 2008 str. 12). Jde však již o metodu invazivní, která není doporučena k našemu účelu (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1366; Krobot, Kolářová, 2011 str. 16) Další nevýhodou je nízká citlivost pro subliminální svalovou aktivitu, která by podle některých teorií mohla být při představě pohybu přítomna. Pro měření subliminální svalové aktivity by dle autorů Wieland, Behringer a Zentgraf (2022, str. 59-60, 73) mohlo být vhodnější využití tensiomyografie (TMG). V jejich studii zaměřující se na změny kontraktibilních parametrů ve svalech měřitelných pomocí TMG však nebyly nalezeny žádné statisticky významné změny mezi představou pohybu a klidovým stavem.

Pro vyhodnocení posturálních výchylek bylo využito snímání pomocí akcelerometrických sensorů. Akcelerometrie je metodou vhodnou pro záznam segmentálních posturálních výchylek. Podobně jako u povrchové EMG jde o metodu neinvazivní. Sensory bývají zpravidla malé, lehké a snadno aplikovatelné. Výhodou je i relativní cenová nenáročnost (Kavanagh, Menz, 2008 str. 4; Kavanagh et al., 2006 str. 2863). Metoda vykazuje velmi dobrou validitu i reliabilitu (Marchetti et al., 2013 str. 233).

7.2 Diskuse k hypotézám H1 a H2

Předmětem stanovených hypotéz H1 a H2 bylo porovnání svalové aktivity 2 svalů dolní končetiny (m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris) v klidovém stavu (K1), při představě pohybu před reálným výstupem (P1) a při představě pohybu po reálném výstupu na schod (P2). V rámci hypotézy H1 byly porovnána aktivita svalů dominantní dolní končetiny, v rámci hypotézy H2 končetiny nedominantní. Dané svaly byly vybrány s ohledem na jejich významné zapojení při výstupu na schod (Paráková, Petrová, 2007 str. 8) a na jejich povrchové uložení, které je vhodné pro snímání pomocí povrchové EMG.

Snímání aktivity ve všech 3 situacích proběhlo vleže na zádech. Tato poloha byla zvolena s ohledem na snahu o redukci přídatné svalové aktivity potenciálně vzniklé v pozici ve stoji se zavřenýma očima (Geiger, Behrendt a Schuster-Amft, 2019 str. 3) a pro umožnění probandům se co nejlépe soustředit na samotnou představu.

Pro všechny 3 situace byl pro dominantní i nedominantní dolní končetinu zjištěn Friedmanovou ANOVOU statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě (viz Tabulka 3 na str. 35). Vzhledem k tomu, že proběhlo srovnání 3 situací současně, musela být pro porovnání jednotlivých dvojic situací využita Bonferroniho korekce. Jak lze vidět na grafickém znázornění (viz Obrázek 1 na str. 37 a Obrázek 2 na str. 38), po korekci bylo potvrzeno statisticky významné snížení aktivity v situacích K1/P1, K1/P2 a P1/P2

pro m. RF dominantní dolní končetiny a m. GM nedominantní dolní končetiny. Aktivita se tedy snížila nejen při porovnání s klidovou hodnotou, ale snížení je patrné i při představě po vykonání reálného výstupu oproti představě před jeho vykonáním. M. GM dominantní dolní končetiny vykazoval statisticky významné snížení aktivity v situacích K1/P1 a K1/P2. Při porovnání P1/P2 nebyl zjištěn statistický rozdíl, ale i zde má svalová aktivita sestupný charakter. Pro aktivitu m. RF nedominantní dolní končetiny nebyly v daných situacích zjištěny statisticky významné rozdíly. Nicméně jako jediný testovaný sval vykazoval při představě výstupu tendenci ke zvýšení svalové aktivity (ač nesignifikantní) v situaci K1/P1. V situacích K1/P2 a P1/P2 je opět tendence ke snížení aktivity.

7.2.1 Svalová aktivita při představě pohybu dolních končetin

Svalovou aktivitou při představě výstupu na schod se ve své studii zabývali Geiger, Behrendt a Schuster-Amft (2019, str. 2-4). Svalová aktivita při představě byla měřena po reálném vykonání výstupu (odpovídá tedy porovnání situací K1/P2). Snímání aktivity jak v klidovém stavu, tak při představě proběhlo vsedě na židli. Studie probíhala na zdravých dospělých probandech. Při jejich experimentu nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě svalů dolních končetin při představě výstupu na schod v porovnání s klidovou aktivitou.

Další studií zabývající se aktivitou svalů dolních končetin při představě pohybu je studie autorů Kolářová et al. (2016, str. 414-420). Studie se zaměřovala na představu chůze po rovině a představu chůze společně s její observací. Aktivita svalů byla snímána v klidovém stavu a při představě chůze jak před, tak po vykonání reálné chůze. Snímání proběhlo ve dvou polohách: vsedě na židli a ve stoji. Vsedě byl zjištěn pokles svalové aktivity při představě chůze spojené s její observací v porovnání s klidovou hodnotou pro proximální i distální svaly. Ve stoji bylo opět pozorováno snížení svalové aktivity při představě pohybu, tentokrát však jen svalů distálních. Aktivita proximálních svalů byla naopak zvýšena. Zejména snížení aktivity při představě chůze vsedě odpovídá i výsledkům měření v rámci této diplomové práce. Podobné rysy lze nalézt i ve výraznějším snížení aktivity distálních svalů. Snížení aktivity distálního svalu (konkrétně m. gastrocnemius medialis) při představě chůze oproti klidové aktivitě zaznamenala i autorka Suchánková (2016, str. 49-50). I zde byl pokles zaznamenán v poloze vsedě.

Snížení svalové aktivity v souvislosti s představou pohybu a její observací bylo zaznamenáno i u svalů dominantní horní končetiny při házení šipek. Stejně jako v předešlé studii byl pokles svalové aktivity zaznamenán u představy pohybu a její observace současně,

při samotné představě pohybu ke statisticky významné změně nedošlo (Romano Smith et al., 2019 str. 8). Pokles aktivity svalů dolních končetin byl zaznamenán i ve spojitosti s představou strečinku ischiokrurálních svalů. Oproti kontrolní skupině byl ve skupině experimentální zjištěn větší pokles svalové aktivity nejen ischiokrurálních svalů samotných, ale i jejich antagonisty – m. rectus femoris (Kanthack et al., 2017 str. 163). Obě studie opět proběhly na zdravých probandech.

V rozporu s našimi výsledky jsou zejména studie, které naopak zjistily zvýšenou aktivitu svalů při představě pohybu oproti klidu (Bakker et al., 2008 str. 2524; Lebon et al., 2008 str. 12; Guillot et al., 2007 str. 24). Tyto studie se většinou zaměřují na představu pohybu horními končetinami. Příčinou nekonzistentních výsledků by mohla být nesourodost v experimentálních postupech a ve využitých metodách (Guillot, Collet, 2010 str. 86). Dalším důvodem by mohlo být již několikrát zmíněné riziko chybovosti při aplikaci elektrod. To by mohlo být částečným vysvětlením i pro nekonzistenci výsledků v rámci 1 studie. I v případě měření v rámci této práce byla jistá nekonzistentnost zaznamenána (například signifikantní změny pouze u m. rectus femoris dominantní dolní končetiny, nikoli nedominantní). Na případnou svalovou aktivitu při představě pohybu má vliv celá řada dalších podmínek. Těmto podmínkám bude věnována pozornost v kapitole 7.2.3 na str. 47.

7.2.2 Inhibice motorického výstupu při představě pohybu

Nepřítomnost změny svalové aktivity při představě pohybu nebo dokonce její pokles by mohla souviset s přítomností inhibice motorického výstupu, která je popisována některými autory (Greenhouse et al., 2015 str. 10682-10683; Guillot, Collet, 2010 str. 83). V rámci aktivity dolních končetin se většina studií zaměřuje na představu chůze. Chůze po schodech je svým vzorcem podobná chůzi po rovině. Dá se říct, že jde o jistou modifikaci lokomoce (Roger, 2008 str. 287; Paráková, Petrová, 2007 str. 7).

Při představě chůze lze najít mírné odlišnosti v neurální aktivitě oproti reálné chůzi. Při představě chůze se výrazněji zapojuje SMA oblast, dorzolaterální prefrontální oblast a bazální ganglia (putamen a nucleus caudatus). V obou případech je patrná aktivace cerebella. Na rozdíl od reálné chůze se při její představě neaktivuje M1 oblast (la Fougère et al., 2010 str. 1596). Zejména SMA oblast je obecně hojně spojována s představou pohybu (Mehler et al., 2019 str. 17; Hanakawa, 2016 str. 58; Gerardin et al., 2000 str. 1094, 1100). Aktivita SMA oblasti a prefrontální oblasti je spojována s inhibičním vlivem na pohybovou aktivitu (Kasses et al., 2008 str. 836; Krams, 1998 str. 395). S inhibičními vlivy při představě pohybu je spojována i aktivita cerebella (Guillot et al., 2012 str. 16). Zvýšená aktivita SMA

oblasti je pozorována i při observaci pohybu a při představě pohybu spojenou s jeho observací oproti klidovým hodnotám (Iseki et al., 2008 str. 1026).

Možným vysvětlením rozdílů v neurální aktivitě při reálné chůzi a její představě je větší náročnost představy chůze na neurální aktivitu než při reálné chůzi, která probíhá automaticky. Představa chůze je svou neurální aktivitou podobná spíše reálné chůzi s modulací způsobenou externími vlivy (Héту et al., 2013 str. 944; la Fougere et al., 2010 str. 1596). Naznačují to i výsledky studie autorů Kotegawa, Yasumura a Teramoto (2021, str. 5), kdy bylo zjištěno, že při zvyšování obtížnosti představované chůze (zúžení base, zkrácení času pro dokončení úkolu) se zvyšuje aktivita prefrontální oblasti. Prefrontální oblast by tedy mohla zvyšovat svůj inhibiční vliv na motorický výstup. Nicméně ve studii autorky Ondráčkové (2019, str. 53) bylo zaznamenáno snížení EMG aktivity svalů dolních končetin při představě běžné chůze, a naopak tendence ke zvýšení aktivity při představě chůze na slackline.

Dle Kasses et al. (2008, str. 836) má SMA oblast inhibiční vliv na aktivitu M1 oblasti, ze které vystupuje kortikospinální trakt (Dylevský, 2009 str. 57-58). Dle studie Chung et al. (2016, str. 59) snížila kontinuální inhibice M1 oblasti pomocí theta-burst stimulation amplitudu MEP kontralaterálních svalů. Snížení amplitudy MEP by mohlo poukazovat na snížení excitability α -motoneuronů kortikospinální dráhy (Štětkářová, 2020 str. 273; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 306).

Mnoho studií však prokázalo naopak zvýšení amplitudy MEP při představě pohybu oproti klidové hodnotě (Oku et al., 2011 str. 988; Munzert, Lorey, Zentgraf, 2009 str. 315; Kumru et al., 2008 str. 377). Většina těchto studií se zabývala představou pohybu horních končetin. Kumru et al. (2008, str. 377-378) sice zaznamenali zvýšení MEP amplitudy při představě stisku ruky, tomuto zvýšení však předcházela krátká úseka snížené amplitudy (v porovnání s hodnotou klidovou). Snížení MEP amplitudy bylo zaznamenáno při představě relaxace svalů horní končetiny (Sohn, Dang, Hallet, 2003 str. 2307). Snímáním MEP při představě pohybu dolních končetin se zabývali autoři Bakker et al. (2008, str. 2525). Zjistili zvýšení amplitudy MEP při představě dorziflexe chodidla, ale ne při představě náročnějšího pohybu (chůze).

Většina studií zabývajících se neurální aktivitou při představě pohybu shodně potvrzuje nepřítomnost zvýšené aktivity M1 oblasti při představě (Héту et al., 2013 str. 943). Dle výsledků studie autorů Kraeutner, Ingram a Boe (2017, str. 6) inhibice M1 oblasti nijak nenarušuje proces motorického učení při představě pohybu.

Dle autorů Munzert, Lorey a Zentgraf (2009, str. 313) by M1 oblast (i přes inhibiční vlivy na ni působící během představy pohybu) mohla vysílat podprahové signály, které by mohly zvyšovat excitabilitu na kortikospinální i spinální úrovni. Podprahové signály by mohly stimulovat míšní α -motoneurony, avšak pod hranicí motorické aktivace (Mercuri et al., 1996 str. 22). Dle autorů Grosprêtre et al. (2019, str. 930-931) však tento podprahový signál není dostatečně silný, aby stimuloval motoneurony. Na spinální úrovni by mohl ovlivňovat interneurony, jejichž aktivační práh je nižší. Interneurony modulují presynaptický inhibiční level. Při představě pohybu by tak sice nevznikl dostatečně silný impuls pro vyvolání svalové kontrakce jako takové, ale dostatečný pro zrychlení iniciace případné volní kontrakce (Wieland, Behringer, Zentgraf, 2022 str. 70-71). Podobný efekt naznačuje i studie autorů Stinear et al. (2006, str. 161), kteří při představě pohybu zjistili zvýšenou kortikospinální aktivitu v porovnání s aktivitou klidovou. Na spinální úrovni již zvýšená aktivita (konkrétně zvýšení amplitudy F-vlny v rámci EMG záznamu) zjištěna nebyla. Nedošlo tedy ze zvýšené aktivaci motoneuronů.

Zároveň existuje i několik studií, které naopak potvrdily zvýšenou aktivitu při představě pohybu právě i na spinální úrovni (Bunno, 2019 str. 464-465; Suzuki et al., 2014 str. 726-727).

Bohužel neexistují studie, ve kterých by byla snímána neurální aktivita při představě pohybu současně ve stejný okamžik s EMG aktivitou svalů. EMG záznam by mohl být ovlivněn elektromagnetickým šumem a měření svalové aktivity by nemuselo být věrohodné. Metody snímání svalové aktivity, které nejsou elektromagnetickými signály ovlivnitelné, nejsou dostatečně citlivé (Hétu et al., 2013 str. 944).

7.2.3 Podmínky ovlivňující svalovou aktivitu při představě pohybu

Svalová aktivita při představě pohybu může být ovlivněna celou řadou podmínek a vlivů externích i interních (Guillot, Collet, 2010 str. 86; Guillot et al., 2007 str. 24). V následující kapitole budou rozebrány podmínky, které mohly ovlivnit výsledky této práce.

Vliv na aktivitu jak neurální, tak svalovou by mohla mít pozice těla či určitého tělesného segmentu zaujatá při představě (Kolářová et al., 2016 str. 424; Mizuguchi et al., 2012 str. 129; Saimpont et al., 2012 str. 53-54; Fourkas, Ionta, Aglioti, 2006 str. 194). Pozice, která neodpovídá obvyklé pozici těla či daného segmentu při vykonání reálného pohybu (nekongruentní pozice) není spojována se zvýšenou kortikospinální excitabilitou (Fourkas, Ionta, Aglioti, 2006 str. 194). Při nekongruentní pozici pro představu chůze (konkrétně v pozici vsedě) bylo dokonce zaznamenáno snížení svalové aktivity v porovnání s klidovou

hodnotou (Kolářová et al., 2016 str. 421; Suchánková, 2016 str. 49-50). Ke stejnému výsledku došlo i měření v rámci této práce, kde byla též pro snímání aktivity zvolena nekongruentní pozice. Autoři Kolářová et al. (2016, str. 424) ve stejné studii již v pozici ve stoji (kongruentní pozice pro chůzi) zjistili zvýšenou svalovou aktivitu při představě chůze.

Příčinou poklesu svalové aktivity v nekongruentní pozici by mohl být informační konflikt, vzniklý v motorickém systému během představy. Ten pramení z propioceptivních informací přicházejících z dolních končetin a negativně ovlivňuje schopnost představy pohybu, zejména pak představu kinestetickou (Fourkas, Ionta, Aglioti, 2006 str. 194). Otázkou ovšem zůstává, zda lze sníženou svalovou aktivitu při představě považovat za důsledek negativního ovlivnění procesu představy.

Dalo by se předpokládat, že při zvolení kongruentní pozice pro výstup na schod by došlo ke zvýšení svalové aktivity. Avšak autorka Ondráčková (2019, str. 53) zaznamenala snížení svalové aktivity při představě chůze i při snímání právě v kongruentní pozici. Autoři Beauchet et al. (2018, str. 7) dokonce pro představu pohybu Time Up and Go testu označili jako nejvhodnější pozici leh na zádech. Neurální aktivita při představě v této pozici více odpovídala aktivitě při reálném provedení, než v pozici ve stoji nebo vsedě na židli. Jedním z vysvětlení je možnost lépe se soustředit na představu ve stabilní poloze vleže než ve stoji, kde může snadněji docházet k posturálním výchylkám těla (Geiger, Behrendt, Schuster-Amft, 2019 str. 3; Beauchet, 2018 str. 7). Soustředění se na mentální proces představy a míra úsilí do něj vložena velmi výrazně ovlivňuje účinek představy (Guillot, Collet, 2010 str. 86).

Ke snížení aktivity došlo nejen mezi situacemi K1 a P1 (respektive P2), ale i mezi jednotlivými představami P1 a P2. Krom samotného opakování představy se P2 situace výrazně lišila tím, že byla provedena po reálném výstupu na schod. Mohla tak být ovlivněna jak samotným provedením pohybu, tak i taktilními a vizuálními vlivy získanými ze schodu. Jak první, tak druhé představě předcházela klidová fáze. Výsledek koresponduje s výsledky autorky Takáčové (2021, str. 47).

Autoři Lafleur et al. (2002, str. 148-154) sice nezaznamenali změnu EMG aktivity při představě před a po vykonání reálného pohybu, ale změna byla zaznamenána v aktivitě neurální. Konkrétně po tréninku nedošlo k aktivaci premotorického kortexu, cerebella a parietálního laloku. Tyto změny vysvětlují rychlými neuroplastickými změnami vzniklými při vykonání pohybu, které by mohly mít vliv i na následnou představu stejného pohybu. Změny v neurální aktivitě při představě po 10minutovém tréninku pohybu zaznamenali i autoři Wriessnegger et al. (2014 str. 7).

Rychlé a krátkodobé neuroplastické změny byly zaznamenány i v souvislosti se samotnou představou pohybu. Změny byly zaznamenány na kortikální i spinální úrovni (Grosprêtre et al., 2019 str. 932; Yoxon, Welsh, 2019 str. 6). Na spinální úrovni byla zaznamenána změna v aktivitě v síti presynaptických interneuronů, a to již po jedné provedené představě (Grosprêtre et al., 2019 str. 932). Na snížení svalové aktivity v situaci P2 by tak mohlo mít vliv i samotné opakování stejné představy.

Vliv taktilních a senzomotorických vstupů je spojován spíše se zvýšením amplitudy MEP při představě. Zvýšení aktivity bylo pozorováno pouze v případě, kdy byly taktilní vstupy přítomny během představy a působily na tu část těla, které se představovaný pohyb týkal. Účinek taktilních stimulů byl zvýšen při kongruentní pozici (Mizuguchi et al., 2012 str. 129). V našem případě došlo po kontaktu s reálným schodem k poklesu svalové aktivity. Taktilní a senzomotorické již přímo při představě P2 nebyly přítomny. To mohlo vést k podobnému informačnímu konfliktu, který popisují Fourkas, Ionta, Aglioti (2006, str. 194) v souvislosti s nekongruentní polohou.

Podobný účinek jako senzomotorické vjemy by mohly mít i vjemy vizuální. Jejich účinek je však nižší než u senzomotorických vjemů (Darvishi et al., 2017 str. 9). Autoři Geiger, Behrendt a Schuster-Amft (2019, str. 2-4) v rámci snímání svalové aktivity při představě výstupu na schod usadili probanda tak, aby na schod viděl. K signifikantní změně svalové aktivity však nedošlo.

7.3 Diskuse k hypotéze H3

Účelem hypotézy bylo zjistit, zda má stranová dominance vliv na aktivitu svalů při představě pohybu. Aktivita byla porovnána pro oba svaly (m. GM i m. RF) a to v situaci P1 i P2. V žádné z porovnaných situací nebyly nalezeny signifikantní rozdíly. V grafech na obrázcích 4 a 5 (na str. 35 a 36) si však lze všimnout jisté tendence k poklesu aktivity m. RF i m. GM nedominantní dolní končetiny oproti končetině dominantní v situaci P1. V situaci P2 měl naopak m. GM nedominantní dolní končetiny tendenci ke zvýšení aktivity. Žádný z těchto rozdílů však nebyl statisticky potvrzen. V případě našeho měření tedy neměla stranová dominance vliv na svalovou aktivitu při představě výstupu na schod.

Autoři Mizuguchi, Nakata a Kanosue (2014, str. 71) též nezaznamenali rozdíly v neurální aktivitě mezi představou pohybu dominantní a nedominantních končetin. Studie byla zaměřena jak na horní, tak na dolní končetiny. Mezi dominantní a nedominantní horní končetinou při představě běžných pohybů (např. poškrábání se na nose, napití se ze sklenice,

klepání na dveře apod.) nezaznamenali rozdíl ani autoři Szameitat et al. (2007, str. 3304, 3307)

Krom stranové dominance jako takové by mohla mít na představu pohybu vliv skutečnost, zda je daný pohyb vykonáván spíše dominantní nebo nedominantní končetinou (Szameitat et al., 2007 str. 3307). Vliv stranové dominance byl zaznamenán autory Matsuo et al. (2019, str. 5) při představě jezení jídelními hůlkami dominantní a nedominantní horní končetinou. Pro dominantní horní končetinu byla zjištěna větší neurální aktivita než pro končetinu nedominantní. Jde o pohyb, který je běžně vykonáván dominantní horní končetinou. Naopak ve výše zmíněné studii autorů Szameitat et al. (2007) byly sledovány pohyby, které jsou běžně prováděny dominantní i nedominantní horní končetinou.

V případě výstupu na schod jde o pohyb, který je běžně vykonáván jak dominantní, tak nedominantní dolní končetinou. Proto se ani při jeho představě nemusela dominance končetin projevit ve svalové aktivitě. Rovněž poloha vleže na zádech snižuje rozdíl v aktivitě dominantní a nedominantní dolní končetiny (Vařeka, 2001 str. 96).

7.4 Diskuse k hypotézám H4 a H5

Poslední dvojice hypotéz byla vztažena k případným posturálním výchylkám při představě pohybu. Jak pro dominantní, tak nedominantní dolní končetinu nebyly zjištěny signifikantní rozdíly v situacích K1, P1 a P2. Dle grafu na obrázku 5 (str. 40) můžeme vidět, že kromě situace K1/P1 pro nedominantní dolní končetinu je v rámci změn posturálních výchylek spíše sestupná tendence při představě oproti klidovému stavu. Změny však nejsou signifikantní.

Naše výsledky jsou porovnatelné s výsledky autorky Suchánkové (2016, str. 56-57), kdy při představě chůze v poloze vsedě nebyly zaznamenány změny posturálních výchylek za současného snížení svalové aktivity. Obdobný výsledek byl zjištěn i při poloze ve stoje.

Změna posturálních výchylek při představě pohybu by mohla souviset s alespoň supraliminální svalovou aktivitou při představě (Lemos, Rodrigues, Valgas, 2014 str. 102). Ve výše uvedených výsledcích svalové aktivity při představě výstupu v rámci našeho měření bylo zaznamenáno převážně snížení aktivity, proto je nepřítomnost změn posturálních výchylek při představě spíše očekávaným výsledkem. Jediná tendence ke zvýšení svalové aktivity byla zaznamenána v případě nedominantního m. RF v situacích K1/P1. Zde také dle grafu na obrázku 5 (str. 40) můžeme pozorovat tendenci ke zvýšení posturálních výchylek.

Změnu ve svalové aktivitě horní končetiny bez současné změny v posturálních výchylkách zaznamenali autoři Lebon et al. (2008, str. 9). Výsledek odůvodňují tím, že zjištěná změna svalové aktivity souvisí pouze s představou pohybu, a ne s pohybem samotným. Naopak autoři Rodrigues et al. (2010, str. 747) zaznamenali při představě plantární flexe chodidla změnu posturálních výchylek oproti klidovému stavu i bez přítomnosti změny svalové aktivity. Snímání aktivity proběhlo ve stoji. Zvolená pozice mohla mít vliv na zvýšení posturálních výchylek.

7.5 Přínos představy pohybu pro klinickou praxi

Jak již bylo uvedeno v kapitole 3.4 (na str. 26), nalézá trénink v představě široké uplatnění v rehabilitaci, a zejména pak v neurorehabilitaci (Guillot, Collet, 2010 str. XV). Své využití nalézá i ve sportovní praxi (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943).

Zejména pro sportovní trénink byl vytvořen tréninkový model PETTLEP. Jde o zkratku anglických termínů Physical, Environment, Task, Timing, Learning, Emotion, Perspective (Holmes, Collins, 2001 str. 69-70). Ve stručnosti lze model shrnout jako snahu se při tréninku v představě co nejvíce přiblížit:

- po stránce fyzické (zvolení kongruentní pozice, fyzická přítomnost pomůcek využívaných při reálném pohybu apod.);
- v prostředí (trénink v představě by se měl odehrávat ideálně na stejném nebo podobném místě, kde je vykonáván reálný pohyb);
- v době trvání pohybu (představovaný pohyb by měl délkou svého trvání odpovídat reálnému pohybu);
- v prožívaných emocích.

Představovaný pohyb by měl být zvolen na základě sportovcových schopností a dovedností, měl by být konkrétně zaměřený na ten aspekt sportovního výkonu, který je třeba zlepšit. Pro trénink se doporučuje spíše kinestetická představa než vizuální (Wakefield, Smith, 2012 str. 3-7; Holmes, Collins, 2001 str. 71-77).

Ačkoliv je model PETTLEP určen spíše pro sportovní trénink, můžeme se s jeho využitím (případně alespoň s jeho prvky) setkat i v rámci rehabilitace (Harris, Hebert, 2015 str. 1093).

Představa pohybu se nejčastěji využívá jako doplňková terapie k tradičním rehabilitačním metodám, jako je kinezioterapie nebo fyzikální terapie (Dickstein, Deutsch, 2007 str. 943). Běžná je též kombinace s observací pohybu (Romano Smith et al., 2019

str. 11). Využívá se i v rámci přístupu Graded Motor Imagery (volně přeloženo jako stupňovaná představa pohybu). Tato metoda je složena z:

- tréninku laterality (pacient rozlišuje mezi obrázky levé nebo pravé horní končetiny v různých pozicích);
- představy daného pohybu;
- zrcadlové terapie (pohybování nepostíženou horní končetinou naproti zrcadlu, odraz v zrcadle poskytuje iluzi, že pohyb provádí i postižená horní končetina).

Tato metoda byla vytvořena pro snížení bolestivosti končetiny u pacientů s komplexním regionálním bolestivým syndromem a pro snížení fantomové bolesti pacientů po amputaci končetiny (Limakatso et al., 2020 str. 70; Lagueux et al., 2012 str. 140; Priganc, Stralka, 2011 str. 165-166). Využít ji lze i pro zlepšení pohyblivosti a funkce horních končetin u pacientů po CMP (Ji et al., 2021 str. 3).

Další možností zahrnutí představy pohybu do tréninku či rehabilitačního plánu je dynamická představa pohybu. K samotné představě pohybu jsou přidány některé pohybové prvky (například gesta nebo drobné pohyby horních končetin) příslušící k představovanému pohybu. Tyto pohyby jsou při představě reálně vykonávány. To má za následek lepší kvalitu představy a lepší timing představovaného pohybu (Guillot, Moschberger, Collet, 2013 str. 5).

Jako vhodné se jeví i využití v kombinaci s nízkofrekvenční repetitivní transkraniální magnetickou stimulací. Tato kombinace byla s pozitivními výsledky využita pro rehabilitaci funkce horních končetin pacientů v chronické fázi CMP (Pan et al., 2019 str. 7).

7.5.1 Využití tréninku v představě u vybraných diagnóz

V rámci rehabilitace se se zapojením tréninku v představě do rehabilitačního plánu setkáváme zejména u CMP, PN, amputací končetin a spinálních lézí (Guillot et al., 2012 str. 14; Guillot, Collet, 2010 str. XV; Dickstein, Deutsch, 2007 str. 944).

Autoři Oostra et al. (2015, str. 204-209) srovnali 2 skupiny pacientů v subakutní fázi CMP, kdy obě skupiny podstoupily stejný program rehabilitace chůze. Experimentální skupina (o 21 členech) navíc doplnila svůj program o představu chůze. Představa chůze byla prováděna pod dohledem terapeuta pětkrát týdně po dobu 30 minut. Po 6 týdnech se experimentální skupina signifikantně více zlepšila v 10minutovém testu chůze. Představu chůze lze s výhodou využít i v chronické fázi CMP. Autoři Dickstein et al. (2013, str. 2123) zaznamenali po zařazení představy chůze do rehabilitačního programu pacientů v chronické fázi CMP zrychlení chůze v domácím prostředí. Podobný efekt ukazuje i nedávna studie Yin et al. (2021, str. 5-6), kteří se také zaměřili na lokomoci pacientů po prodělání CMP.

Autoři Cho, Kim a Lee (2012, str. 678) u skupiny pacientů v chronické fázi CMP zaznamenali větší zlepšení nejen kvality chůze, ale i posturální stability při využití tréninku v představě než u kontrolní skupiny. Trénink v představě má pozitivní vliv i na zlepšení úchopových funkcí a obratnosti horních končetin (Ji et al., 2021 str. 3). Potenciál představy polykání pro léčbu dysfagie naznačuje studie autorů Kober, Grössinger, Wood (2019, str. 891-892).

Pětítýdenní rehabilitační program doplněný o představu úchopových pohybů měl pozitivní vliv na zlepšení schopnosti úchopu tetraplegických pacientů se spinální lézí v rozsahu C6-C7 (Mateo et al., 2015 str. 553).

Využitím představy pohybu v rehabilitaci pacientů s PN se zabývali autoři Tamir, Dickstein a Huberman (2007, str. 69, 74). Jejich studie se zúčastnilo 23 pacientů s PN rozdělených na experimentální a kontrolní skupinu, kdy experimentální skupina měla rehabilitaci doplněnou o trénink v představě. Studie probíhala 12 týdnů. U experimentální skupiny došlo ke zlepšení v Timed Up and Go testu. Dle svých výsledků usuzují, že trénink v představě by u pacientů s PN mohl pomoci zmírnit bradykinezi.

U pacientů po transtibiální nebo po transfemorální amputaci došlo po zapojení představy pohybu do rehabilitačního programu k signifikantnímu zkrácení doby potřebné pro splnění 10 Meter Walk testu (o 24 %), Timed Up and Go testu (o 32 %) a překonání 4 schodů – nahoru i dolů (o 34 %). Byla využita představa abdukce v kyčelním kloubu, představa chůze o délce 7 metrů a představa Timed Up and Go testu (Saruco et al., 2019 str. 13). 6týdenní rehabilitační program doplněný o trénink v představě (konkrétně trénink pomocí metody Graded Motor Imagery) více snížil fantomové bolesti pacientů po amputaci horních i dolních končetin. Pacienti byli instruováni pro zařazení Graded Motor Imagery nejen pod dohledem terapeuta, ale i pro samostatnou domácí terapii. V rámci samostatného cvičení absolvovali terapii dvanáctkrát v průběhu každého dne. Výsledky byly porovnány s kontrolní skupinou, která podstoupila pouze standardní rehabilitační program. Rozdíl mezi skupinami byl patrný nejen po ukončení 6týdeního programu, ale i po 6 měsících od zahájení rehabilitace (Limakatso et al., 2020 str. 70). Pozitivní účinek Graded Motor Imagery programu na redukci fantomové bolesti, snížení rizika pádu a zlepšení lokomoce pacientů po amputaci dolní končetiny byl zaznamenán dokonce i bez využití jiného doprovodného rehabilitačního programu (Matalon, Freund, Vallabhajosula, 2019 str. 8).

7.5.2 Výsledky experimentálního měření v rámci této diplomové práce v kontextu klinické praxe

Naše výsledky poukazují na signifikantní změnu aktivity svalů dolních končetin při představě výstupu na schod. Při představě došlo ke snížení jejich aktivity. Snížení bylo zvýrazněno při opakování představy, jemuž předcházelo reálné vykonání výstupu na schod.

Jak bylo popsáno výše, přínos představy pohybu v rehabilitační praxi byl prokázán. Častým zaměřením představy pohybu v rehabilitaci je chůze (Yin et al., 2021 str. 5-6; Oostra et al., 2015 str. 204-209; Dickstein et al., 2013 str. 2123; Cho, Kim a Lee, 2012, str. 678), svůj potenciál má však zařazení představy pohybu do rehabilitačního programu i pro zlepšení schopnosti chůze po schodech (Saruco et al., 2019 str. 13).

Není však zcela jasné, zda je pozitivní účinek tréninku v představě vázán na zvýšení svalové aktivity (Guillot, Collet, 2010 str. 9).

Inhibice svalové aktivity při představě pravděpodobně souvisí s inhibicí M1 oblasti (Chung et al., 2016 str. 59). M1 oblast je inhibována dalšími oblastmi mozku, které jsou typické pro neurální aktivitu při představě pohybu (viz kapitola 7.2.2. na str. 45). Zdá se, že zvýšená aktivita těchto oblastí podněcuje neuroplasticitu při představě pohybu (Yoxon, Welsh, 2020 str. 6). Bylo prokázáno, že k neuroplasticitě dochází i při inhibici M1 oblasti (Kraeutner, Ingram a Boe, 2017 str. 6). K pozitivnímu efektu tréninku v představě by tak mohlo docházet i při změně svalové aktivity ve smyslu jejího snížení.

I přesto, že je pro trénink v představě obecně doporučována kongruentní pozice (Holmes, Collins, 2001 str. 71-77), objevují se i poznatky poukazující na pozitivní efekt tréninku v představě i v nekongruentní pozici (Beauchet et al., 2018 str. 7). Při využití kongruentní pozice (stoj) by mohlo docházet k celkové posturální instabilitě a strachu z pádu (Geiger, Behrendt, Schuster-Amft, 2019 str. 3). Strach z pádu zejména u starších osob snižuje kvalitu představy pohybu (Sakurai et al., 2017 et al. 724). V rámci naší studie byly změny v aktivitě zjištěny právě v nekongruentní pozici pro výstup na schod, konkrétně vleže na zádech. Pro využití představy pohybu v rámci rehabilitace pacientů se zvýšeným rizikem pádu by proto mohlo být zváženo využití pozice vleže na zádech.

Na změnu svalové aktivity dle našich výsledků neměla vliv dominance dolních končetin. Zdá se, že při představě výstupu na schod není nutné dominanci končetin brát v potaz.

7.6 Limity studie

Jednou z limit studie je nízký počet probandů. Ačkoli je počet 11 probandů dostatečný pro statistické zpracování výsledků, nejsou tyto výsledky dostatečně vypovídající pro stanovení obecného závěru. Nízký počet probandů byl ovlivněn i doznívajícími důsledky pandemie v souvislosti s onemocněním COVID-19. Co se týče charakteru experimentální skupiny, jde o skupiny homogenní ve věku a kognitivní úrovni. Všichni probandi byli zvoleni z řad mladých (průměrný věk 23,9 let) studentů FZV v Olomouci a prokázali dobrou motorickou představivost pomocí MIQ-R dotazníku. Je zde však nerovnoměrné zastoupení pohlaví – 10 žen a 1 muž. I to se mohlo promítnout do našich výsledků.

Při měření bylo dbáno na zajištění co nejkomfortnějších podmínek pro průběh kognitivního procesu představy pohybu, aby nebyla narušena pozornost probandů, která je jedním z klíčových aspektů kvalitního provedení představy (Guillot, Collet, 2010 str. 86). Ačkoliv žádný z probandů neudával poruchy pozornosti v anamnéze, ani aktuální únavu, je vhodné brát v potaz, že experimentální měření probíhalo v odpoledních hodinách, kdy již mohlo dojít k mírnému snížení pozornosti. Celková doba měření nikdy nepřesáhla 20 minut, pozornost by tedy neměla být jeho délkou negativně ovlivněna.

Využití metody povrchové EMG je vhodné pro záznam svalové aktivity s velmi dobrou přesností měření (Gohel, Mehendale, 2020 str. 1365-1366; Latash, 2008 str. 56). Ač jde o metodu zaznamenávající svalovou aktivitu pouze povrchově uložených svalů, její využití je jen těžce nahraditelné, zejména s ohledem na její neinvazivnost. Jak bylo popsáno výše, měření pomocí povrchové EMG je ovlivněno množstvím faktorů. Na faktory ovlivnitelné (zejména na aplikaci elektrod) byl kladen zvláštní důraz. Nelze však zcela vyloučit, že i zde mohlo dojít ke vzniku vlivů negativně dopadajících na výsledek studie. Akcelerometrie se též jeví jako metoda vhodná pro záznam segmentálních posturálních výchylek (Kavanagh et al., 2006 str. 2863). I zde bylo dbáno zejména na pečlivé umístění senzoru. V naší studii nebyly prokázány změny posturálních výchylek při představě pohybu. Tento výsledek však vzhledem z výsledkům svalové aktivity není překvapivý.

Existuje poměrně velký počet studií zabývajících se svalovou aktivitou při představě pohybu dolních končetin (zejména ve smyslu chůze), avšak velmi malý počet studií zaměřujících se konkrétně na představu výstupu na schod. Tyto studie jsou většinou realizovány v nekongruentní pozici, nebyla nalezena žádná studie svalové aktivity při představě výstupu na schod v kongruentní pozici. Touto problematikou by bylo vhodné se zabývat v rámci dalších studií.

Výsledky studie neprokázaly vliv dominance dolních končetin na svalovou aktivitu při představě pohybu. V rámci výstupu na schod však nemusí mít dominance dolních končetin vliv. Dominance dolních končetin by mohla mít vliv na představu méně obvyklých pohybů dolních končetin. Dalším aspektem, který se do výsledku mohl promítnout, je zahrnutí pouze probandů s dominantní pravou dolní končetinou.

ZÁVĚR

Představa pohybu je stále předmětem mnoha výzkumů. Tyto výzkumy spojuje snaha o objektivizaci představy pohybu, ať už s využitím zobrazovacích metod nebo pomocí povrchové elektromyografie.

V rámci této práce byla pomocí povrchové EMG snímána aktivita svalů dolních končetin (m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris) při představě výstupu na schod dominantní a nedominantní dolní končetinou a v klidovém stavu. Snímání proběhlo vleže na zádech. Představa výstupu proběhla ve dvou formách, a to před a po vykonání reálného pohybu. Srovnání proběhlo i v rámci rozdílu svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při představě výstupu. Zhodnoceny byly též změny posturálních výchylek dolních končetin mezi situacemi K1, P1 a P2. Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány.

Po statistickém zhodnocení bylo zjištěno, že při představě pohybu dolní končetinou dochází k signifikantní změně aktivity příslušných svalů. Konkrétně bylo zjištěno signifikantní snížení svalové aktivity m. GM D i N a m. RF D při představě výstupu oproti klidovým hodnotám. Snížení bylo ještě zvýrazněno po vykonání reálného pohybu (tedy mezi situacemi P1 a P2). Snížení by mohlo souviset s inhibicí motorického výstupu, která je s představou pohybu spojována.

Existuje několik studií, které naopak poukazují na zvýšení aktivity svalů při představě pohybu. Tyto studie se však ve většině zabývají představou pohybu horních končetin. Co se týče představy pohybu dolních končetin, nalézáme o poznání méně studií. Studie se převážně zaměřují na představu chůze. V rámci jejich výsledků můžeme nalézt shodu s našimi výsledky, zejména při využití nekongruentní pozice.

Co se týče porovnání aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při představě, nebyly zjištěny signifikantní rozdíly. Bez signifikantních rozdílů se ukázaly i změny posturálních výchylek u dominantní i nedominantní dolní končetiny.

Představa pohybu má velký potenciál pro využití v rehabilitační praxi. Její pozitivní přínos byl mnohokrát potvrzen. Naše práce poukazuje na vliv představy výstupu na schod na změnu svalové aktivity. Existují teorie, dle nichž by mohla změna svalové aktivity při představě pohybu souviset s neuroplasticitou. Proto by mohla být představa výstupu na schod zvažována pro rehabilitaci pacientů majících s chůzí po schodech obtíže. Naše měření však probíhalo pouze na zdravých probandech, proto by bylo vhodné do výzkumu zařadit i pacienty s neurologickými nebo jinými diagnózami.

REFERENČNÍ SEZNAM

ACHARYA, Sourya a Samarth SHUKLA, 2012. Mirror neurons: Enigma of the metaphysical modular brain. *Journal of Natural Science, Biology and Medicine* [online]. **3**(2) [cit. 2022-01-03]. ISSN 0976-9668. Dostupné z: doi:10.4103/0976-9668.101878

ATIENZA, Francisco, Isabel BALAGUER a Maria Luisa GARCIA-MERITA, 1994. Factor Analysis and Reliability of the Movement Imagery Questionnaire. *Perceptual and Motor Skills* [online]. **78**(3_suppl), 1323-1328 [cit. 2022-05-12]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1994.78.3c.1323

BAECK, Jong-Su, Yang-Tae KIM, Jee-Hye SEO, et al., 2012. Brain activation patterns of motor imagery reflect plastic changes associated with intensive shooting training. *Behavioural Brain Research* [online]. 234(1), 26-32 [cit. 2022-01-18]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2012.06.001

BAKKER, M., S. OVEREEM, A.H. SNIJDERS, G. BORM, G. VAN ELSWIJK, I. TONI a B.R. BLOEM, 2008. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait: Effects on corticospinal excitability. *Clinical Neurophysiology* [online]. **119**(11), 2519-2527 [cit. 2022-05-11]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2008.07.282

BARTHELEMY, Dorothy a Jens Bo NIELSEN, 2010. Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking. *The Journal of Physiology* [online]. **588**(6), 967-979 [cit. 2022-03-17]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.2009.185520

BEAUCHET, Olivier, Cyrille P. LAUNAY, Harmehr SEKHON, Jennifer GAUTIER, Julia CHABOT, Elise J. LEVINOFF, Gilles ALLALI a Yih-Kuen JAN, 2018. Body position and motor imagery strategy effects on imagining gait in healthy adults: Results from a cross-sectional study. *PLOS ONE* [online]. **13**(3) [cit. 2022-05-17]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0191513

BONNET, M, J DECETY, M JEANNEROD a J REQUIN, 1997. Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Cognitive Brain Research* [online]. **5**(3), 221-228 [cit. 2022-03-28]. ISSN 09266410. Dostupné z: doi:10.1016/S0926-6410(96)00072-9

BRAUN, Susy, Anna BEURSKENS, Melanie KLEYNEN, Jos SCHOLS a Derick WADE, 2011. Rehabilitation with mental practice has similar effects on mobility as rehabilitation with relaxation in people with Parkinson's disease: a multicentre randomised trial. *Journal of Physiotherapy* [online]. **57**(1), 27-34 [cit. 2022-01-30]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi:10.1016/S1836-9553(11)70004-2

BUNNO, Yoshihumi, 2019. Imagery strategy affects spinal motor neuron excitability. *NeuroReport* [online]. **30**(7), 463-467 [cit. 2022-01-22]. ISSN 0959-4965. Dostupné z: doi:10.1097/WNR.0000000000001218

BUTLER, Andrew J., Jennifer CAZEAUX, Anna FIDLER, et al., 2012. The Movement Imagery Questionnaire-Revised, Second Edition (MIQ-RS) Is a Reliable and Valid Tool for Evaluating Motor Imagery in Stroke Populations. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. **2012**, 1-11 [cit. 2022-01-25]. ISSN 1741-427X. Dostupné z: doi:10.1155/2012/497289

CRISWELL, Eleanor, 2011. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2. vydání. Sudbury: Jones and Burtlet Publishers. ISBN 978-0-7637-3274-5.

DARVISHI, Sam, Alireza GHARABAGHI, Chadwick B. BOULAY, Michael C. RIDDING, Derek ABBOTT a Mathias BAUMERT, 2017. Proprioceptive Feedback Facilitates Motor Imagery-Related Operant Learning of Sensorimotor β -Band Modulation. *Frontiers in Neuroscience* [online]. **11** [cit. 2022-05-17]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2017.00060

DAVIES, Brenda L., James E. GEHRINGER a Max J. KURZ, 2015. Age-related differences in the motor planning of a lower leg target matching task. *Human Movement Science* [online]. **44**, 299-306 [cit. 2021-12-08]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2015.10.002

DE LUCA, Carlo J., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **13**(2), 135-163 [cit. 2022-01-26]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.13.2.135

DECETY, Jean, Bernard PHILIPPON a David H. INGVAR, 1988. RCBF landscapes during motor performance and motor ideation of a graphic gesture. *European Archives of Psychiatry*

and Neurological Sciences [online]. 238(1), 33-38 [cit. 2022-01-10]. ISSN 0175-758X. Dostupné z: doi:10.1007/BF00381078

DICKSTEIN, Ruth a Judith E DEUTSCH, 2007. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy* [online]. **87**(7), 942-953 [cit. 2021-10-08]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20060331

DICKSTEIN, Ruth, Judith E. DEUTSCH, Yonat YOELI, Michal KAFRI, Faten FALASH, Ayelet DUNSKY, Adi ESHET a Neil ALEXANDER, 2013. Effects of Integrated Motor Imagery Practice on Gait of Individuals With Chronic Stroke: A Half-Crossover Randomized Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **94**(11), 2119-2125 [cit. 2022-05-17]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2013.06.031

DUNSKY, Ayelet, Ruth DICKSTEIN, Emanuel MARCOVITZ, Sandra LEVY a Judith DEUTSCH, 2008. Home-Based Motor Imagery Training for Gait Rehabilitation of People With Chronic Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **89**(8), 1580-1588 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.12.039

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, R.M., 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4. vydání. Boulder, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.

FARINA, Dario, Aleš HOLOBAR, Roberto MERLETTI a Roger M. ENOKA, 2010. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. *Clinical Neurophysiology* [online]. **121**(10), 1616-1623 [cit. 2022-05-19]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2009.10.040

FOURKAS, Alissa D., Silvio IONTA a Salvatore M. AGLIOTI, 2006. Influence of imagined posture and imagery modality on corticospinal excitability. *Behavioural Brain Research* [online]. **168**(2), 190-196 [cit. 2022-01-19]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2005.10.015

GEIGER, Damaris E., Frank BEHRENDT a Corina SCHUSTER-AMFT, 2019. EMG Muscle Activation Pattern of Four Lower Extremity Muscles during Stair Climbing, Motor Imagery,

and Robot-Assisted Stepping: A Cross-Sectional Study in Healthy Individuals. *BioMed Research International* [online]. **2019**, 1-8 [cit. 2021-10-08]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2019/9351689

GERARDIN, E. et al., 2000. Partially Overlapping Neural Networks for Real and Imagined Hand Movements. *Cerebral Cortex* [online]. **10**(11), 1093-1104 [cit. 2022-01-20]. ISSN 14602199. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/10.11.1093

GOBLE, Mary S. L., Nicholas RAISON, Ayah MEKHAIMAR, Prokar DASGUPTA a Kamran AHMED, 2021. Adapting Motor Imagery Training Protocols to Surgical Education: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Surgical Innovation* [online]. **28**(3), 329-351 [cit. 2022-04-28]. ISSN 1553-3506. Dostupné z: doi:10.1177/1553350621990480

GOHEL, Vidhi a Ninad MEHENDALE, 2020. Review on electromyography signal acquisition and processing. *Biophysical Reviews* [online]. **12**(6), 1361-1367 [cit. 2022-01-26]. ISSN 1867-2450. Dostupné z: doi:10.1007/s12551-020-00770-w

GREENHOUSE, I., A. SIAS, L. LABRUNA a R. B. IVRY, 2015. Nonspecific Inhibition of the Motor System during Response Preparation. *Journal of Neuroscience* [online]. **35**(30), 10675-10684 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.1436-15.2015

GREGG, M., HALL, C., BUTLER, A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *Evidence-based complementary and alternative medicine*, 2010. Vol. 7, no. 2, str. 249–257. ISSN 1741-4288. Dostupné z: doi: 10.1093/ecam/nem170.

GROSPRÊTRE, Sidney, Florent LEBON, Charalambos PAPAXANTHIS a Alain MARTIN, 2019. Spinal plasticity with motor imagery practice. *The Journal of Physiology* [online]. **597**(3), 921-934 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi:10.1113/JP276694

GUERRA, Zaqueline Fernandes, Alessandra L. G. LUCCHETTI a Giancarlo LUCCHETTI, 2017. Motor Imagery Training After Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. **41**(4), 205-214 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/NPT.0000000000000200

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

GUILLOT, A., F. LEBON, D. ROUFFET, S. CHAMPELY, J. DOYON a C. COLLET, 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology* [online]. **66**(1), 18-27 [cit. 2022-03-15]. ISSN 01678760. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009

GUILLOT, Aymeric, Franck DI RIENZO, Tadhg MACINTYRE, Aidan MORAN a Christian COLLET, 2012. Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to Motor Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. **6** [cit. 2022-02-22]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2012.00247

GUILLOT, Aymeric, Christian COLLET, Vo An NGUYEN, Francine MALOUIN, Carol RICHARDS a Julien DOYON, 2009. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: An fMRI study. *Human Brain Mapping* [online]. **30**(7), 2157-2172 [cit. 2021-10-20]. ISSN 10659471. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.20658

GUILLOT, Aymeric, Christian COLLET, Vo An NGUYEN, Francine MALOUIN, Carol RICHARDS a Julien DOYON, 2008. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *NeuroImage* [online]. **41**(4), 1471-1483 [cit. 2022-01-18]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2008.03.042

GUILLOT, Aymeric, Kevin MOSCHBERGER a Christian COLLET, 2013. Coupling movement with imagery as a new perspective for motor imagery practice. *Behavioral and Brain Functions* [online]. **9**(1) [cit. 2022-05-17]. ISSN 1744-9081. Dostupné z: doi:10.1186/1744-9081-9-8

HANAKAWA, Takashi, 2016. Organizing motor imageries. *Neuroscience Research* [online]. **104**, 56-63 [cit. 2021-10-09]. ISSN 01680102. Dostupné z: doi:10.1016/j.neures.2015.11.003

HANAKAWA, Takashi, Ilka IMMISCH, Keiichiro TOMA, Michael A. DIMYAN, Peter VAN GELDEREN a Mark HALLETT, 2003. Functional Properties of Brain Areas

Associated With Motor Execution and Imagery. *Journal of Neurophysiology* [online]. **89**(2), 989-1002 [cit. 2022-01-01]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00132.2002

HARDY, Lew a Nichola CALLOW, 1999. Efficacy of External and Internal Visual Imagery Perspectives for the Enhancement of Performance on Tasks in Which Form Is Important. *Journal of Sport and Exercise Psychology* [online]. **21**(2), 95-112 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0895-2779. Dostupné z: doi:10.1123/jsep.21.2.95

HARRIS, JE a A HEBERT, 2015. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clinical Rehabilitation* [online]. **29**(11), 1092-1107 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215514566248

HÉTU, Sébastien, Mathieu GRÉGOIRE, Arnaud SAIMPONT, Michel-Pierre COLL, Fanny EUGÈNE, Pierre-Emmanuel MICHON a Philip L. JACKSON, 2013. The neural network of motor imagery: An ALE meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. **37**(5), 930-949 [cit. 2021-12-28]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2013.03.017

HOLMES, Paul S. a David J. COLLINS, 2001. The PETTLEP Approach to Motor Imagery: A Functional Equivalence Model for Sport Psychologists. *Journal of Applied Sport Psychology* [online]. **13**(1), 60-83 [cit. 2022-05-17]. ISSN 1041-3200. Dostupné z: doi:10.1080/10413200109339004

HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN, 2001. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun. ISBN 80-902896-1-4.

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, 2017. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton. ISBN 978-80-7553-420-0.

CHEN, X., K. W. SCANGOS a V. STUPHORN, 2010. Supplementary Motor Area Exerts Proactive and Reactive Control of Arm Movements. *Journal of Neuroscience* [online]. **30**(44), 14657-14675 [cit. 2021-11-02]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.2669-10.2010

CHHOLAK, Parth, Guiomar NISO, Vladimir A. MAKSIMENKO, Semen A. KURKIN, Nikita S. FROLOV, Elena N. PITSIK, Alexander E. HRAMOV a Alexander N. PISARCHIK,

2019. Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects. *Scientific Reports* [online]. **9**(1) [cit. 2021-10-20]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-019-46310-9

CHO, Hwi-young, June-sun KIM a Gyu-Chang LEE, 2013. Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. **27**(8), 675-680 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215512464702

CHUNG, Sung Wook, Aron T. HILL, Nigel C. ROGASCH, Kate E. HOY a Paul B. FITZGERALD, 2016. Use of theta-burst stimulation in changing excitability of motor cortex: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. **63**, 43-64 [cit. 2022-05-09]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2016.01.008

ISEKI, Kazumi, Takashi HANAKAWA, Jun SHINOZAKI, Manabu NANKAKU a Hidenao FUKUYAMA, 2008. Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. *NeuroImage* [online]. **41**(3), 1021-1031 [cit. 2022-01-02]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2008.03.010

JACOBSON, Edmund, 1930. ELECTRICAL MEASUREMENTS OF NEUROMUSCULAR STATES DURING MENTAL ACTIVITIES. *American Journal of Physiology-Legacy Content* [online]. **94**(1), 22-34 [cit. 2022-03-01]. ISSN 0002-9513. Dostupné z: doi:10.1152/ajplegacy.1930.94.1.22

JEANNEROD, M., 1994. The representing brain: Neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. **17**(2), 187-202 [cit. 2022-02-17]. ISSN 0140-525X. Dostupné z: doi:10.1017/S0140525X00034026

JI, Eun Kyu, Hae Hyun WANG, Sung June JUNG, Kyoung Bo LEE, Joon Sung KIM, Leechan JO, Bo Young HONG a Seong Hoon LIM, 2021. Graded motor imagery training as a home exercise program for upper limb motor function in patients with chronic stroke. *Medicine* [online]. **100**(3) [cit. 2022-05-17]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000024351

KANTHACK, Thiago Ferreira Dias, Aymeric GUILLOT, Charalambos PAPAXANTHIS, Théophile GUIZARD, Christian COLLET a Franck DI RIENZO, 2017. Neurophysiological

insights on flexibility improvements through motor imagery. *Behavioural Brain Research* [online]. **331**, 159-168 [cit. 2022-05-08]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2017.05.004

KASESS, Christian H., Christian WINDISCHBERGER, Ross CUNNINGTON, Rupert LANZENBERGER, Lukas PEZAWAS a Ewald MOSER, 2008. The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling. *NeuroImage* [online]. **40**(2), 828-837 [cit. 2022-02-22]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2007.11.040

KAVANAGH, Justin J. a Hylton B. MENZ, 2008. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture* [online]. **28**(1), 1-15 [cit. 2022-05-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.10.010

KAVANAGH, Justin J., Steven MORRISON, Daniel A. JAMES a Rod BARRETT, 2006. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of Biomechanics* [online]. **39**(15), 2863-2872 [cit. 2022-05-12]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2005.09.012

KIMBERLEY, Teresa J., Gauri KHANDEKAR, Laura L. SKRABA, Jessica A. SPENCER, Emily A. VAN GORP a Sarah R. WALKER, 2006. Neural Substrates for Motor Imagery in Severe Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **20**(2), 268-277 [cit. 2022-01-25]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968306286958

KOBER, Silvia Erika, Doris GRÖSSINGER a Guilherme WOOD, 2019. Effects of Motor Imagery and Visual Neurofeedback on Activation in the Swallowing Network: A Real-Time fMRI Study. *Dysphagia* [online]. **34**(6), 879-895 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0179-051X. Dostupné z: doi:10.1007/s00455-019-09985-w

KOLÁŘOVÁ B., KROBOT A., HABERMANNOVÁ P., et al. 2015. Využití představy a observace pohybu v kognitivní a pohybové rehabilitaci. *Rehabilitácia*. [online]. 2015; vol. 52, s. 133-139. ISSN 0375-0922. [cit. 2021-10-11]. Dostupné z: <http://www.rehabilitacia.sk>.

KOLÁŘOVÁ, Barbora, Alois KROBOT, Kamila POLEHLOVÁ, Petr HLUŠTÍK a Jim D. RICHARDS, 2016. Effect of Gait Imagery Tasks on Lower Limb Muscle Activity With

Respect to Body Posture. *Perceptual and Motor Skills* [online]. **122**(2), 411-431 [cit. 2022-05-08]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.1177/0031512516640377

KOTEGAWA, Kohei, Akira YASUMURA a Wataru TERAMOTO, 2021. Changes in prefrontal cortical activation during motor imagery of precision gait with age and task difficulty. *Behavioural Brain Research* [online]. **399** [cit. 2022-05-09]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2020.113046

KRAEUTNER, Sarah N., Tony G.J. INGRAM a Shaun G. BOE, 2017. The effector independent nature of motor imagery: Evidence from rTMS induced inhibition to the primary motor cortices. *Neuropsychologia* [online]. **97**, 1-8 [cit. 2022-05-09]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2017.01.023

KRAMS, M., M. F. S. RUSHWORTH, M.-P. DEIBER, R. S. J. FRACKOWIAK a R. E. PASSINGHAM, 1998. The preparation, execution and suppression of copied movements in the human brain. *Experimental Brain Research* [online]. **120**(3), 386-398 [cit. 2022-01-10]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050412

KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ, 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024427621.

KUKUROVÁ, Elena a Eva KRÁČOVÁ, 2004. *Lekárska fyzika a biofyzika pre medicínsku prax*. Bratislava: Vydavateľstvo UK. ISBN 80-223-1824-8.

KUMRU, Hatice, Oscar SOTO, Jordi CASANOVA a Josep VALLS-SOLE, 2008. Motor cortex excitability changes during imagery of simple reaction time. *Experimental Brain Research* [online]. **189**(3), 373-378 [cit. 2022-05-11]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-008-1433-6

LA FOUGÈRE, Christian, Andreas ZWERGAL, Axel ROMINGER, et al., 2010. Real versus imagined locomotion: A [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage* [online]. **50**(4), 1589-1598 [cit. 2022-05-09]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2009.12.060

LAFLEUR, Martin F., Philip L. JACKSON, Francine MALOUIN, Carol L. RICHARDS, Alan C. EVANS a Julien DOYON, 2002. Motor Learning Produces Parallel Dynamic

Functional Changes during the Execution and Imagination of Sequential Foot Movements. *NeuroImage* [online]. **16**(1), 142-157 [cit. 2022-05-14]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1006/nimg.2001.1048

LAGUEUX, Emilie, Joelle CHAREST, Eve LEFRANÇOIS-CARON, Marie-Eve MAUGER, Emilie MERCIER, Kim SAVARD a Yannick TOUSIGNANT-LAFLAMME, 2012. Modified graded motor imagery for complex regional pain syndrome type 1 of the upper extremity in the acute phase. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. **35**(2), 138-145 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/MRR.0b013e3283527d29

LATASH, M.D., 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2. vydání. Pennsylvania, USA: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-0.

LEBON, F., D. ROUFFET, C. COLLET a A. GUILLOT, 2008. Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters* [online]. **435**(3), 181-185 [cit. 2022-01-30]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2008.02.033

LEE, Woo Hyung, Eunkyung KIM, Han Gil SEO, et al., 2019. Target-oriented motor imagery for grasping action: different characteristics of brain activation between kinesthetic and visual imagery. *Scientific Reports* [online]. **9**(1) [cit. 2022-01-23]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-019-49254-2

LEMONS, Thiago, Erika C. RODRIGUES a Claudia D. VARGAS, 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG-COP association. *Neuroscience Letters* [online]. **577**, 101-105 [cit. 2022-05-17]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2014.06.019

LIMAKATSO, Katleho, Victoria J. MADDEN, Shamila MANIE a Romy PARKER, 2020. The effectiveness of graded motor imagery for reducing phantom limb pain in amputees: a randomised controlled trial. *Physiotherapy* [online]. **109**, 65-74 [cit. 2022-04-27]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/j.physio.2019.06.009

LIN, Qian, Jason MANLEY, Magdalena HELMREICH, et al., 2020. Cerebellar Neurodynamics Predict Decision Timing and Outcome on the Single-Trial Level. *Cell* [online]. **180**(3), 536-551.e17 [cit. 2021-11-11]. ISSN 00928674. Dostupné z: doi:10.1016/j.cell.2019.12.018

LORANT, Jean a Alexandra NICOLAS, 2004. Validation de la traduction française du Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R). *Science & Motricité* [online]. (53), 57-68 [cit. 2022-05-12]. ISSN 1378-1863. Dostupné z: doi:10.3917/sm.053.0057

LOREY, Britta, Tim NAUMANN, Sebastian PILGRAMM, et al., 2014. Neural simulation of actions: Effector - versus action-specific motor maps within the human premotor and posterior parietal area? *Human Brain Mapping* [online]. **35**(4), 1212-1225 [cit. 2022-01-03]. ISSN 10659471. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.22246

LOTZE, Martin a Ulrike HALSBAND, 2006. Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris* [online]. **99**(4-6), 386-395 [cit. 2022-03-29]. ISSN 09284257. Dostupné z: doi:10.1016/j.jphysparis.2006.03.012

LOTZE, Martin, Pedro MONTOYA, Michael ERB, Ernst HÜLSMANN, Herta FLOR, Uwe KLOSE, Niels BIRBAUMER a Wolfgang GRODD, 1999. Activation of Cortical and Cerebellar Motor Areas during Executed and Imagined Hand Movements: An fMRI Study. *Journal of Cognitive Neuroscience* [online]. **11**(5), 491-501 [cit. 2022-02-22]. ISSN 0898-929X. Dostupné z: doi:10.1162/089892999563553

MAEGHERMAN, Gwijde, Helen E. NUTTALL, Joseph T. DEVLIN a Patti ADANK, 2019. Motor Imagery of Speech: The Involvement of Primary Motor Cortex in Manual and Articulatory Motor Imagery. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. **13** [cit. 2021-12-28]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2019.00195

MAKARY, Meena M., Seulgi EUN, Ramy S. SOLIMAN, Abdalla Z. MOHAMED, Jeungchan LEE a Kyungmo PARK, 2017. Functional topography of the primary motor cortex during motor execution and motor imagery as revealed by functional MRI. *NeuroReport* [online]. **28**(12), 731-738 [cit. 2021-12-16]. ISSN 0959-4965. Dostupné z: doi:10.1097/WNR.0000000000000825

MALOUIN, Francine, Carol L. RICHARDS, Philip L. JACKSON, Martin F. LAFLEUR, Anne DURAND a Julien DOYON, 2007. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for Assessing Motor Imagery in Persons with Physical Disabilities: A Reliability and

Construct Validity Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. **31**(1), 20-29 [cit. 2022-01-25]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/01.NPT.0000260567.24122.64

MARCHETTI, Gregory F., Jennica BELLANCA, Susan L. WHITNEY, James Chia-Cheng LIN, Mark C. MUSOLINO, Gabriel R. FURMAN a Mark S. REDFERN, 2013. The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test–retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research* [online]. **23**(4-5), 227-235 [cit. 2022-05-12]. ISSN 18786464. Dostupné z: doi:10.3233/VES-130490

MATALON, Rebecca, Jane E. FREUND a Srikant VALLABHAJOSULA, 2019. Functional rehabilitation of a person with transfemoral amputation through guided motor imagery: a case study. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. **37**(1), 224-233 [cit. 2022-05-18]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.1080/09593985.2019.1625090

MATEO, Sébastien, Franck DI RIENZO, Karen T. REILLY, et al., 2015. Improvement of grasping after motor imagery in C6-C7 tetraplegia: A kinematic and MEG pilot study. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. **33**(4), 543-555 [cit. 2022-05-18]. ISSN 09226028. Dostupné z: doi:10.3233/RNN-140466

MATSUO, Moemi, Naoki ISO, Kengo FUJIWARA, Takefumi MORIUCHI, Goro TANAKA, Sumihisa HONDA, Daiki MATSUDA a Toshio HIGASHI, 2020. Cerebral haemodynamics during motor imagery of self-feeding with chopsticks: differences between dominant and non-dominant hand. *Somatosensory & Motor Research* [online]. **37**(1), 6-13 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0899-0220. Dostupné z: doi:10.1080/08990220.2019.1699044

McLEOD, J. G. a S. H. WRAY, 1966. An experimental study of the F wave in the baboon. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. **29**(3), 196-200 [cit. 2022-01-22]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.29.3.196

MEHLER, David M.A., Angharad N. WILLIAMS, Florian KRAUSE, Michael LÜHRS, Richard G. WISE, Duncan L. TURNER, David E.J. LINDEN a Joseph R. WHITTAKER, 2019. The BOLD response in primary motor cortex and supplementary motor area during kinesthetic motor imagery based graded fMRI neurofeedback. *NeuroImage* [online]. **184**, 36-44 [cit. 2021-12-21]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2018.09.007

MERCURI, B., E.M. WASSERMANN, P. MANGANOTTI, K. IKOMA, A. SAMII a M. HALLETT, 1996. Cortical modulation of spinal excitability: an F-wave study. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. **101**(1), 16-24 [cit. 2022-01-22]. ISSN 0924980X. Dostupné z: doi:10.1016/0013-4694(95)00164-6

MIZUGUCHI, Nobuaki, Hiroki NAKATA a Kazuyuki KANOSUE, 2014. Effector-independent brain activity during motor imagery of the upper and lower limbs: An fMRI study. *Neuroscience Letters* [online]. **581**, 69-74 [cit. 2022-05-17]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2014.08.025

MIZUGUCHI, Nobuaki, Masanori SAKAMOTO, Tetsuro MURAOKA, Noriyoshi MORIYAMA, Kento NAKAGAWA, Hiroki NAKATA a Kazuyuki KANOSUE, 2012. Influence of somatosensory input on corticospinal excitability during motor imagery. *Neuroscience Letters* [online]. **514**(1), 127-130 [cit. 2022-03-22]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2012.02.073

MOUThON, A., J. RUFFIEUX, M. MOUThON, H.-M. HOOGEWOUD, J.-M. ANNONI a W. TAUBE, 2018. Age-Related Differences in Cortical and Subcortical Activities during Observation and Motor Imagery of Dynamic Postural Tasks: An fMRI Study. *Neural Plasticity* [online]. **2018**, 1-12 [cit. 2022-01-24]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2018/1598178

MULDER, Th., 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [online]. **114**(10), 1265-1278 [cit. 2022-02-13]. ISSN 0300-9564. Dostupné z: doi:10.1007/s00702-007-0763-z

MUNZERT, Jörn, Britta LOREY a Karen ZENTGRAF, 2009. Cognitive motor processes: The role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews* [online]. **60**(2), 306-326 [cit. 2022-01-19]. ISSN 01650173. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainresrev.2008.12.024

OKU, Kosuke, Hiroyasu ISHIDA, Yohei OKADA a Koichi HIRAOKA, 2011. Facilitation of Corticospinal Excitability during Motor Imagery of Wrist Movement with Visual or Quantitative Inspection of EMG Activity. *Perceptual and Motor Skills* [online]. **113**(3), 982-

994 [cit. 2022-01-19]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/05.23.25.PMS.113.6.982-994

ONDRÁČKOVÁ, Hana, 2019. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Barbora Kolářová.

OOSTRA, K, A OOMEN, G VANDERSTRAETEN a G VINGERHOETS, 2015. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **47**(3), 204-209 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-1908

PAN, Wenxiu, Pu WANG, Xiaohui SONG, Xiaopei SUN a Qing XIE, 2019. The Effects of Combined Low Frequency Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation and Motor Imagery on Upper Extremity Motor Recovery Following Stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. **10** [cit. 2022-05-17]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2019.00096

PAPAGIANNIS, Georgios I., Athanasios I. TRIANTAFYLLOU, Ilias M. ROUMPELAKIS, et al., 2019. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *Journal of Medical Engineering & Technology* [online]. **43**(1), 59-65 [cit. 2022-01-26]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/03091902.2019.1609610

PARÁKOVÁ, B., PETROVÁ, D. Porovnání vybraných parametrů při přechodu přes schod u transtibiálně amputovaných a zdravých jedinců [online]. Olomouc, 2007. 21s. [cit. 2021-10-18] Pilotní studie. Univerzita Palackého v Olomouci. Lékařská fakulta. Katedra kineziologie a kinezioterapie. Dostupné též na WWW: http://krtvl.upol.cz/prilohy/112_1187366518.pdf

PILGRAMM, Sebastian, Benjamin DE HAAS, Fabian HELM, Karen ZENTGRAF, Rudolf STARK, Jörn MUNZERT a Britta KRÜGER, 2016. Motor imagery of hand actions: Decoding the content of motor imagery from brain activity in frontal and parietal motor areas. *Human Brain Mapping* [online]. **37**(1), 81-93 [cit. 2022-01-03]. ISSN 1065-9471. Dostupné z: doi:10.1002/hbm.23015

PRIGANC, Victoria W. a Susan W. STRALKA, 2011. Graded Motor Imagery. *Journal of Hand Therapy* [online]. **24**(2), 164-169 [cit. 2022-05-17]. ISSN 08941130. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2010.11.002

POUGET, Pierre, Aditya MURTHY a Veit STUPHORN, 2017. Cortical control and performance monitoring of interrupting and redirecting movements. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. **372**(1718) [cit. 2021-11-11]. ISSN 0962-8436. Dostupné z: doi:10.1098/rstb.2016.0201

PURZNER, J., G. O. PARADISO, D. CUNIC, et al., 2007. Involvement of the Basal Ganglia and Cerebellar Motor Pathways in the Preparation of Self-Initiated and Externally Triggered Movements in Humans. *Journal of Neuroscience* [online]. **27**(22), 6029-6036 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.5441-06.2007

RAFFIN, Estelle, Pascal GIRAUX a Karen T. REILLY, 2012. The moving phantom: Motor execution or motor imagery?. *Cortex* [online]. **48**(6), 746-757 [cit. 2022-03-23]. ISSN 00109452. Dostupné z: doi:10.1016/j.cortex.2011.02.003

REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN, 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* [online]. **8**(1), 11-35 [cit. 2022-01-26]. ISSN 1480-9222. Dostupné z: doi:10.1251/bpo115

REUTER, Eva-Maria, Martin BEHRENS a Volker R. ZSCHORLICH, 2015. Age-related differences in corticomotor facilitation indicate dedifferentiation in motor planning. *Experimental Gerontology* [online]. **65**, 79-84 [cit. 2021-12-08]. ISSN 05315565. Dostupné z: doi:10.1016/j.exger.2015.03.008

RIEGER, Martina, Stephan F. DAHM a Iring KOCH, 2017. Inhibition in motor imagery: a novel action mode switching paradigm. *Psychonomic Bulletin & Review* [online]. **24**(2), 459-466 [cit. 2022-05-01]. ISSN 1069-9384. Dostupné z: doi:10.3758/s13423-016-1095-5

RICHARDS, Carol L. a Sandra J. OLNEY, 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and physical therapy. *Gait & Posture* [online]. **4**(2), 149-162 [cit. 2022-01-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)01064-8

RODRIGUES, E.C., T. LEMOS, B. GOUVEA, E. VOLCHAN, L.A. IMBIRIBA a C.D. VARGAS, 2010. Kinesthetic motor imagery modulates body sway. *Neuroscience* [online]. **169**(2), 743-750 [cit. 2022-05-17]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2010.04.081

ROGER, E. *Neuromechanics of Human Movement*. 2008. 4. vydání. Leeds: Human Kinetics. ISBN 0-7360-6679-9.

ROMANO SMITH, Stephanie, Greg WOOD, Ginny COYLES, James W. ROBERTS a Caroline J. WAKEFIELD, 2019. The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. **29**(12), 1917-1929 [cit. 2022-04-28]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13534

ROTH, Muriel, Jean DECETY, Monica RAYBAUDI, et al., 1996. Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement. *NeuroReport* [online]. **7**(7), 1280-1284 [cit. 2021-12-16]. ISSN 0959-4965. Dostupné z: doi:10.1097/00001756-199605170-00012

RUFFINO, Célia, Charalambos PAPAXANTHIS a Florent LEBON, 2017. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience* [online]. **341**, 61-78 [cit. 2022-04-28]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2016.11.023

RYDING, Erik, Jean DECETY, Hans SJÖHOLM, Georg STENBERG a David H. INGVAR, 1993. Motor imagery activates the cerebellum regionally. A SPECT rCBF study with ^{99m}Tc-HMPAO. *Cognitive Brain Research* [online]. **1**(2), 94-99 [cit. 2022-01-17]. ISSN 09266410. Dostupné z: doi:10.1016/0926-6410(93)90015-W

SAIMPONT, A., F. MALOUIN, B. TOUSIGNANT a P.L. JACKSON, 2012. The influence of body configuration on motor imagery of walking in younger and older adults. *Neuroscience* [online]. **222**, 49-57 [cit. 2022-05-14]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2012.06.066

SAKURAI, Ryota, Y. FUJIWARA, M. YASUNAGA, H. SUZUKI, N. SAKUMA, K. IMANAKA a M. MONTERO-ODASSO, 2017. Older adults with fear of falling show deficits

in motor imagery of gait. *The journal of nutrition, health & aging* [online]. **21**(6), 721-726 [cit. 2022-05-18]. ISSN 1279-7707. Dostupné z: doi:10.1007/s12603-016-0811-1

SARUCO, Elodie, Aymeric GUILLOT, Arnaud SAIMPONT, Franck DI RIENZO, Anne DURAND, Catherine MERCIER, Francine MALOUIN a Philip JACKSON, 2019. Motor imagery ability of patients with lower-limb amputation: exploring the course of rehabilitation effects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **55**(5) [cit. 2022-04-28]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.17.04776-1

SOBER, Samuel J. a Philip N. SABES, 2018. Multisensory Integration during Motor Planning. *The Journal of Neuroscience* [online]. **23**(18), 6982-6992 [cit. 2021-12-08]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.23-18-06982.2003

SOHN, Young H., Nguyet DANG a Mark HALLETT, 2003. Suppression of Corticospinal Excitability During Negative Motor Imagery. *Journal of Neurophysiology* [online]. **90**(4), 2303-2309 [cit. 2022-05-11]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00206.2003

STEPP, Cara E., Nominerdene OYUNERDENE a Yoky MATSUOKA, 2011. Kinesthetic Motor Imagery Modulates Intermuscular Coherence. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. **19**(6), 638-643 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi:10.1109/TNSRE.2011.2168982

STINEAR, Cathy M., Winston D. BYBLOW, Maarten STEYVERS, Oron LEVIN a Stephan P. SWINNEN, 2006. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research* [online]. **168**(1-2), 157-164 [cit. 2022-01-23]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-0078-y

SUCHÁNKOVÁ, Tereza, 2016. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Barbora Kolářová.

SUZUKI, Toshiaki, Yoshibumi BUNNO, Chieko ONIGATA, Makiko TANI, Sayuri URAGAMI a Harvey E. JACOBS, 2014. Excitability of spinal neural function by motor imagery with isometric opponens pollicis activity: Influence of vision during motor imagery. *NeuroRehabilitation* [online]. **34**(4), 725-729 [cit. 2022-01-22]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-141085

SZAMEITAT, André J., Shan SHEN a Annette STERR, 2007. Motor imagery of complex everyday movements. An fMRI study. *NeuroImage* [online]. **34**(2), 702-713 [cit. 2022-01-18]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2006.09.033

ŠTĚTKÁŘOVÁ, Ivana, 2020. Evoked potentials. *Neurologie pro praxi* [online]. **21**(4), 268-274 [cit. 2022-01-20]. ISSN 12131814. Dostupné z: doi:10.36290/neu.2020.037

ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA, 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0084-2.

TAHAYORI, Behdad, Koichi KITANO, Siang L. HONG a David M. KOCEJA, 2010. Amplification of background EMG activity affects the interpretation of H-reflex gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **20**(6), 1219-1222 [cit. 2022-05-19]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.014

TAKÁČOVÁ, Karolína, 2021. *Predstava komplexného pohybu dolných končatín v obraze povrchovej elektromyografie*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Marek Tomsa.

TAKAKUSAKI, Kaoru, 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [online]. **28**(11), 1483-1491 [cit. 2022-01-19]. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.25669

TAMIR, Ruth, Ruth DICKSTEIN a Moshe HUBERMAN, 2007. Integration of Motor Imagery and Physical Practice in Group Treatment Applied to Subjects With Parkinson's Disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **21**(1), 68-75 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968306292608

VAN MELICK N., MEDDELER B.M., HOOGEBOOM T.J., NIJHUIS-VAN DER SANDEN M.W.G., VAN CINGEL R.E.H. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*. 2017. Vol. 12, no. 12, pp. 1-9. Dostupné z: 10.1371/journal.pone.0189876. PMID: 29287067; PMCID: PMC5747428.

VAŘEKA, Ivan, 2001. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **8**(2), 92-98 [cit. 2022-05-16]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087485_Lateralita_ve_vyvojove_kineziologii_a_funkcni_patologii_pohyboveho_systemu

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

WAKEFIELD, Caroline a Dave SMITH, 2012. Perfecting Practice: Applying the PETTLEP Model of Motor Imagery. *Journal of Sport Psychology in Action* [online]. **3**(1), 1-11 [cit. 2022-05-17]. ISSN 2152-0704. Dostupné z: doi:10.1080/21520704.2011.639853

WHITLOCK, Jonathan R., 2017. Posterior parietal cortex. *Current Biology* [online]. **27**(14), R691-R695 [cit. 2022-01-03]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/j.cub.2017.06.007

WIELAND, Björn, Michael BEHRINGER a Karen ZENTGRAF, 2022. Motor imagery and the muscle system. *International Journal of Psychophysiology* [online]. **174**, 57-65 [cit. 2022-03-08]. ISSN 01678760. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijpsycho.2022.02.004

WONG, Aaron L., Adrian M. HAITH a John W. KRAKAUER, 2015. Motor Planning. *The Neuroscientist* [online]. **21**(4), 385-398 [cit. 2021-11-02]. ISSN 1073-8584. Dostupné z: doi:10.1177/1073858414541484

WRIESSNEGGER, Selina C., David STEYRL, Karl KOSCHUTNIG a Gernot R. MÄLLER-PUTZ, 2014. Short time sports exercise boosts motor imagery patterns: implications of mental practice in rehabilitation programs. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. **8** [cit. 2022-04-28]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2014.00469

YÁGÜEZ, Lidia, Anthony G.M CANAVAN, Herwig W LANGE a Völker HÖMBERG, 1999. Motor learning by imagery is differentially affected in Parkinson's and Huntington's diseases. *Behavioural Brain Research* [online]. **102**(1-2), 115-127 [cit. 2022-04-28]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/S0166-4328(99)00005-4

YIN, Xiao-Jun, Yuan-Jiao WANG, Xiao-Di DING a Tian-Ming SHI. Effects of motor imagery training on lower limb motor function of patients with chronic stroke: A pilot

single-blind randomized controlled trial. *International Journal of Nursing Practice* [online]. [cit. 2022-05-17]. ISSN 1322-7114. Dostupné z: doi:10.1111/ijn.12933

YOXON, Emma a Timothy N. WELSH, 2019. Rapid motor cortical plasticity can be induced by motor imagery training. *Neuropsychologia* [online]. **134** [cit. 2022-04-28]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2019.107206

YOXON, Emma a Timothy N. WELSH, 2020. Motor system activation during motor imagery is positively related to the magnitude of cortical plastic changes following motor imagery training. *Behavioural Brain Research* [online]. **390** [cit. 2022-04-28]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2020.112685

ZIMNIK, Andrew J., Antonio H. LARA a Mark M. CHURCHLAND, 2019. Perturbation of Macaque Supplementary Motor Area Produces Context-Independent Changes in the Probability of Movement Initiation. *The Journal of Neuroscience* [online]. **39**(17), 3217-3233 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.2335-18.2019

SEZNAM ZKRATEK

BA	Brodmanova area
CMP	centrální mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
CPG	central pattern generator (centrální generátory chůze)
D	dominantní
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
fMRI	funkční magnetická rezonance
GM	musculus gastrocnemius medialis
K1	Klidová aktivita 1
KVIQ-20	Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire
M1	primární motorická oblast
MEP	motorické evokované potenciály
MI	motor imagery (představa pohybu)
MIQ-R	Movement Imagery Questionnaire
MIQ-RS	Movement Imagery Questionnaire – Revised
N	nedominantní
P1	Představa pohybu 1 (před reálným vykonáním výstupu)
P2	Představa pohybu 2 (po reálném vykonání výstupu)
PET	pozitronová emisní tomografie
PM	premotorická oblast
PN	Parkinsonova nemoc
RF	musculus rectus femoris
SEMG	povrchová (surface) elektromyografie
SMA	suplementární motorická oblast
SPECT	jednofotonová emisní výpočetní tomografie
TMS	transkraniální magnetická stimulace
VIQ	Visual Imagery Questionnaire

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Porovnání svalové aktivity v situacích K1, P1 a P2 pro dominantní dolní končetinu.	37
Obrázek 2 Porovnání svalové aktivity v situacích K1, P1 a P2 pro nedominantní dolní končetinu.	38
Obrázek 3 Porovnání svalové aktivity m. gastrocnemius medialis dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích P1 a P2.	39
Obrázek 4 Porovnání svalové aktivity m. rectus femoris dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích P1 a P2.	39
Obrázek 5 Porovnání posturálních výchylek dominantní a nedominantní dolní končetiny v situacích K1, P1 a P2.	40

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Základní popisná statistika průměrné aktivity svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny za daných situací (hodnoty jsou uvedeny v μV).	34
Tabulka 2 Základní popisná statistika rozsahů pohybu posturálních výchylek dominantní a nedominantní dolní končetiny.	34
Tabulka 3 Hladiny významnosti svalové aktivity pro hypotézy H1 a H2.	35
Tabulka 4 Hladiny významnosti svalové aktivity pro hypotézu H3.	35
Tabulka 5 Hladiny významnosti posturálních výchylek pro hypotézy H4 a H5.	36

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas	82
Příloha 2 Znění MIQ-R dotazníku	84
Příloha 3 Tabulka s výsledky MIQ-R dotazníku	87
Příloha 4 Umístění senzorů na jednom z probandů	87

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Představa jednoduchého pohybu dolní končetiny v obraze EMG – diplomová práce

Období realizace: 1.4.2021 – 30.6.2022

Řešitelé projektu: Bc. Radka Jedličková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnocení aktivity svalů při představě jednoduchého pohybu dolní končetiny. Tato aktivita bude srovnávána s klidovým stavem. Pro změření aktivity bude využita povrchová elektromyografie. Celé testování bude trvat asi 20 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

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

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

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 2 Znění MIQ-R dotazníku

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 následné 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 vykonej 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

7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno viděná	snadno o viděná	spíše snadno viděná	neutrálně viděná (ani snadno, ani obtížně)	spíše obtížně viděná	obtížně viděná	velmi obtížně viděná

Stupnice kinestetické představy

7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno vnímaná	snadno o vnímaná	spíše snadno vnímaná	neutrálně vnímaná (ani snadno, ani obtížně)	spíše obtížně vnímaná	obtížně vnímaná	velmi obtížně vnímaná

1. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s horními končetinami připaženými.

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

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

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

HODNOCENÍ:

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj 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.

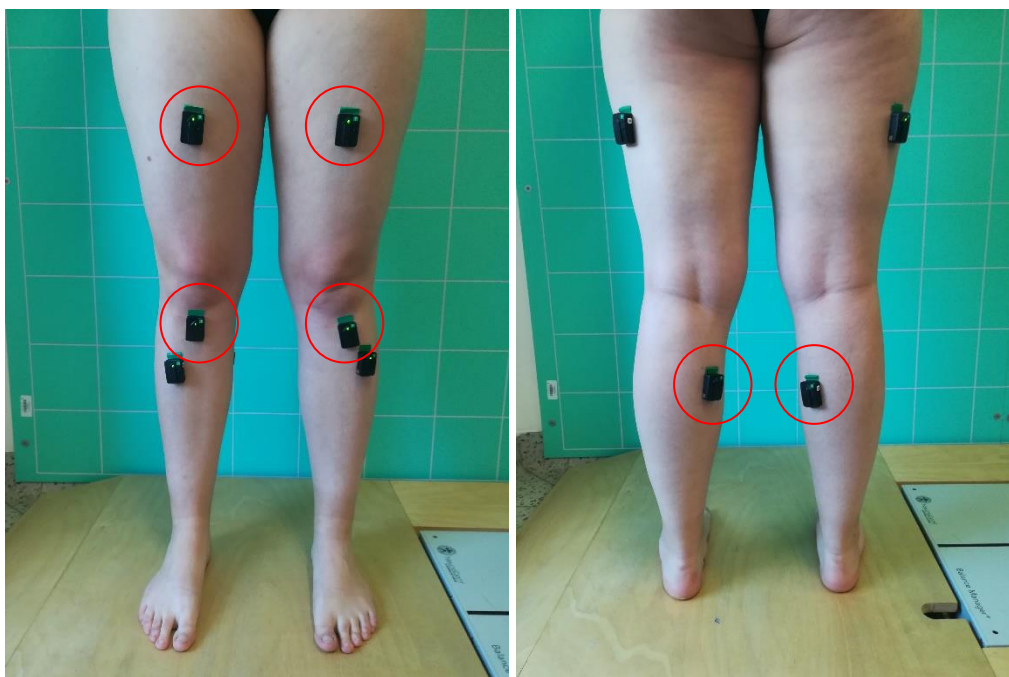
MENTÁLNÍ ÚKOL: Zaujmi výchozí pozici. Pokus se *vidět samu sebe, jak provádíš právě vykonaný pohyb* v co nejjasnější a nejživější představě. Nyní zhodnot' snadnost/obtížnost, se kterou jsi byla schopna tento mentální úkol provést.

HODNOCENÍ:

Příloha 3 Tabulka s výsledky MIQ-R dotazníku

PROBAND	ČÍSLO ÚLOHY/POČET BODŮ								PRŮMĚR
	1	2	3	4	5	6	7	8	X
1	7	6	7	6	6	7	7	6	6,5
2	7	6	4	7	7	7	7	4	6,1
3	5	6	5	6	5	6	6	6	5,6
4	7	7	7	7	7	7	7	7	7,0
5	7	7	7	7	7	7	7	7	7,0
6	6	4	5	7	7	5	6	6	5,8
7	6	5	6	6	6	4	5	6	5,5
8	7	7	6	7	6	7	7	7	6,8
9	6	4	6	3	5	4	6	5	4,9
10	5	6	6	5	4	4	6	4	5,0
11	5	6	6	5	7	6	6	7	6,0

Příloha 4 Umístění senzorů na jednom z probandů



Legenda: Vlevo pohled zepředu, vpravo pohled zezadu. Pro účely našeho měření byla využita data ze senzorů umístěných v kolečku (EMG senzory pro m. gastrocnemius medialis D i N, m. rectus femoris D i N; akcelerační senzor na tuberositas tibiae D i N).