

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**Ústav klinické rehabilitace**

Bc. Denisa Boháčová

**Observace náročnější variace chůze u zdravých jedinců**

**Diplomová práce**

Vedoucí práce: Mgr. Hana Haltmar

Olomouc 2024

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Observace náročnější variace chůze u zdravých jedinců

**Název práce:** Observace náročnější variace chůze u zdravých jedinců

**Název práce v AJ:** Observation of more demanding gait variations in healthy individuals

**Datum zadání:** 2023-01-31

**Datum odevzdání:** 2024-05-17

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

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Denisa Boháčová

**Vedoucí práce:** Mgr. Hana Haltmar

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

### **Abstrakt v ČJ:**

**Úvod:** Observace pohybu má pozitivní vliv na motorické učení a lze ji využít jako doplněk rehabilitačních terapií a také ovlivňuje svalovou aktivitu.

**Cíl:** Cílem diplomové práce bylo zjistit, zdali existuje rozdíl v zapojení svalů (m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis) a v posturálních výchylnkách při observaci chůze po slackline v klidu, před a po reálné exekuci chůze po slackline a zjistit, zdali existuje rozdíl mezi trénující a netrénující skupinou.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 19 zdravých jedinců s průměrným ( $\pm$  SD) věkem 24,3 ( $\pm$  1,6) let, výškou 174 ( $\pm$  10,3) cm a hmotností ( $\pm$  14,3) kg. Byla měřena svalová

aktivita m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis bilat. pomocí povrchové elektromyografie při observaci chůze po slackline. Dále byla zaznamenávána akcelerometrická data z os sacrum. Svalová aktivita byla porovnáována v jednotlivých situacích v klidu, při observaci pohybu po slackline před a po reálné exekuci pohybu, stejně tak akcelerometrická data. Probandi byli náhodně rozděleni na trénující a netrénující kontrolní skupinu.

**Výsledky:** Při druhém měření byly zaznamenány signifikantní výsledky EMG hodnot u m. gastrocnemius medialis sin. v porovnání situací observace před a po reálné exekuci pohybu. K signifikantní změně akcelerometrických dat došlo při druhém měření u osy x v porovnání situací klidové měření a observace před a po reálné exekuci pohybu a u osy y v porovnání situací klidové měření a observace před reálnou exekucí pohybu a situací observace před a po reálné exekuci pohybu. Při prvních měřeních nebyly zaznamenány žádné signifikantní změny hodnot. Při srovnání experimentální trénující skupiny a kontrolní netrénující skupiny nebyla na EMG aktivitě zaznamenána žádná signifikantní změna. U akcelerometrických dat došlo v experimentální trénující skupině k signifikantní změně hodnot u osy z ve všech situacích.

**Závěr:** Observace chůze po slackline ovlivnila EMG aktivitu m. gastrocnemius medialis sin., kde byl pozorován nárůst EMG aktivity. Dále ovlivnila akcelerometrické hodnoty v mediolaterálním směru a ve vertikálním směru, přičemž byl pozorován převážně jejich nárůst. Mezi trénující a netrénující skupinou byl zjištěn signifikantní rozdíl v posturálních výchylkách v anterioposteriorním směru a u svalové aktivity nikoli.

## **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Action observation has a positive effect on motor learning and can be used as an adjunct to rehabilitation therapies and also has a positive effect on reducing muscle activity.

**Aim:** The aim of this master's thesis was to investigate whether there is a difference in muscle involvement (m. tibialis anterior and m. gastrocnemius medialis) and in postural deviations during observation of slackline walking and to determine whether there is a difference between the training and non-training group.

**Methods:** A total of 19 healthy subjects with a mean ( $\pm$  SD) age of 24.3 ( $\pm$  1.6) years, height of 174 ( $\pm$  10.3) cm and weight of ( $\pm$  14.3) kg participated in the study. Muscle activity of m. tibialis anterior and m. gastrocnemius medialis bilat. was measured using surface electromyography during observation of slackline walking. Accelerometric data from the sacrum were also recorded. Muscle activity was compared in different situations at rest, during observation of movement on the slackline before and after real execution of the movement, as well as accelerometric data. Subjects were randomly divided into a training and a non-training control group.

**Results:** During second measurement, significant results of EMG values were recorded for m. gastrocnemius medialis sin. in comparison of observation situations before and after real movement execution. A significant change in accelerometry data occurred in the second measurement for the x-axis in the comparison of resting measurement and observation situations before and after real execution of movement, and for the y-axis in the comparison of resting measurement and observation situations before real execution of movement and observation situations before and after real execution of movement. No significant changes in values were observed in the first measurements. When comparing the experimental

training group and the control non-training group, no significant change was recorded during EMG activity. For the accelerometric data, there was a significant change in accelerometric values at the z-axis in the experimental training group in all situations.

**Conclusion:** Observation of slackline walking affected EMG activity of m. gastrocnemius medialis sin. where an increase in EMG activity was observed. Furthermore, it affected the accelerometric values in the mediolateral direction and in the vertical direction, and a predominant increase was observed. There was a significant difference between the training and non-training group in postural deviations in the anteroposterior direction and not in muscle activity.

**Klíčová slova v ČJ:** observace pohybu, slackline, chůze, svalová aktivita, posturální výchylky

**Klíčová slova v AJ:** action observation, slackline, gait, muscle activity, postural sways

**Rozsah:** 124 stran/ 2 přílohy

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Hany Haltmar, a použila jsem jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 17. května 2024

.....

podpis

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Mgr. Haně Haltmar za odborné vedení, trpělivost, ochotu, cenné rady, připomínky k diplomové práci a za veškeré konzultace. Dále bych ráda poděkovala personálu kineziologické laboratoře FNOL za poskytnutí prostoru k měření praktické části této práce. Děkuji probandům, kteří se zúčastnili měření. Děkuji také panu RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. A v neposlední řadě bych ráda poděkovala mé rodině a blízkým za veškerou podporu během studia.

# Obsah

Úvod .....	11
<b>1 Neuroplasticita .....</b>	<b>13</b>
1.1 Typy neuroplasticity .....	14
<b>2 Observace pohybu .....</b>	<b>16</b>
2.1 Observace pohybu ve fyzioterapii .....	17
2.2 Typy observace.....	18
2.3 Zrcadlové neurony .....	19
2.4 Zrcadlová terapie.....	20
2.5 Motorické učení a observace pohybu.....	21
2.6 Observace a reálná exekuce observovaného pohybu.....	22
2.7 Trénink observace pohybu.....	23
2.8 Aktivita mozku při observaci pohybu.....	24
2.9 Aktivita svalů při observaci pohybu .....	25
2.10 Observace a sport .....	26
<b>3 Chůze .....</b>	<b>28</b>
3.1 Neurofyziologické aspekty chůze.....	28
3.2 Biomechanické aspekty chůze .....	29
3.3 Zapojení svalů v jednotlivých fázích chůze .....	30
<b>4 Náročnější variace chůze .....</b>	<b>31</b>
4.1 Chůze po čáře.....	31
4.2 Chůze po slackline .....	31
4.3 Koaktivace svalů při chůzi po čáře a slackline .....	31
4.4 Návik chůze na slackline .....	32
<b>5 Povrchová elektromyografie.....</b>	<b>33</b>
5.1 Sensory trigno delsys .....	33
5.2 Povrchová elektromyografie a chůze .....	33



<b>6</b>	<b>Cíle a hypotézy .....</b>	<b>35</b>
6.1	Cíl práce.....	35
6.2	Dílčí cíl .....	35
6.3	Hypotézy .....	35
6.3.1	Hypotéza 1 .....	35
6.3.2	Hypotéza 2 .....	35
6.3.3	Hypotéza 3 .....	35
6.3.4	Hypotéza 4 .....	36
<b>7</b>	<b>Metodika.....</b>	<b>37</b>
7.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	37
7.2	Popis průběhu měření .....	37
7.2.1	Přípravná fáze .....	38
7.2.2	Vlastní měření .....	39
7.3	Použité metody měření.....	40
7.4	Metody statistického hodnocení .....	40
<b>8</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>42</b>
8.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení .....	60
<b>9</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>62</b>
9.1	Svalová aktivita při observaci pohybu.....	62
9.2	Observace a imaginace pohybu .....	66
9.3	Observace pohybu a dual-task trénink.....	68
9.4	Aktivita mozku při observaci pohybu.....	69
9.5	Vliv interindividuálních rozdílů při observaci pohybu .....	69
9.6	Posturální výchyly .....	70
9.7	Vliv motorického tréninku observací na svalovou aktivitu .....	74
9.8	Vliv motorického učení observací na posturální výchyly .....	75
9.9	Vliv motorického tréninku observací na reálný pohyb .....	76
9.10	Vliv observace pohybu na zlepšení chůze.....	79
9.11	Vliv vizuální fixace pohledu na observaci pohybu.....	80
9.12	Přínos pro fyzioterapeutickou praxi .....	81
9.13	Limity práce .....	82

<b>Závěr .....</b>	<b>84</b>
<b>Referenční seznam .....</b>	<b>86</b>
<b>Seznam použitých zkratk .....</b>	<b>116</b>
<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>118</b>
<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>119</b>
<b>Seznam příloh.....</b>	<b>121</b>
<b>Přílohy .....</b>	<b>122</b>

## Úvod

Observace pohybu je typem kognitivního tréninku potencujícího neuroplasticitu a urychlujícího proces motorického učení, observace je uskutečňována pomocí tzv. zrcadlových neuronů. Zrcadlové neurony byly poprvé objeveny u opic druhu makaků v oblasti F5 premotorického kortexu. V mnoha studiích bylo prokázáno, že observace pohybu vyvolává v motorickém systému jedince změny, které se podobají těm, k nimž dochází při realizaci pohybu. Schopnosti neurálního systému obnovovat uložené motorické reprezentace se využívá při rehabilitaci motorické kontroly. Právě opakovaná observace pohybu moduluje tvorbu motorických vzpomínek, a to hraje klíčovou roli ve fázi retence motorického učení. Výhodou použití observace v terapii je to, že lze tento přístup snadno přizpůsobit mnoha různým podmínkám a specifickým potřebám jednotlivců. Observace pohybu je využívána zejména v neurorehabilitaci, například při terapii pacientů po cévní mozkové příhodě nebo Parkinsonovy nemoci, dále po ortopedických operacích nebo také ve sportu.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv observace chůze po slackline na svalovou aktivitu m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis v obraze povrchové elektromyografie v jednotlivých měřených experimentálních situacích. Stejně tak cílem bylo zjistit, jaký vliv má observace chůze po slackline na posturální výchylky zaznamenaných z os sacrum. Chtěli jsme také zjistit, zdali existuje rozdíl mezi experimentální tréninkovou skupinou a kontrolní netrénující skupinou.

K vyhledávání odborných článků ke splnění cíle této práce byly využity on-line databáze PubMed, EBSCO a Google Scholar. Články byly vyhledávány v časovém rozmezí od listopadu 2022 do května 2024, přičemž bylo zvoleno vyhledávací období od 1. 1. 1990 do 1. 4. 2024. K vyhledávání byla použita klíčová slova: chůze, observace pohybu, povrchová elektromyografie, motorické učení, posturální výchylky, respektive ve většině případů jejich anglické ekvivalenty: gait, action observation, surface electromyography, motor learning, postural sways. Na základě klíčových slov bylo vyhledáno 33 500 článků v anglickém jazyce bez duplicit.

Celkem bylo použito 214 zdrojů, z toho 204 článků v anglickém jazyce, 4 články v českém jazyce, 2 knižní publikace v anglickém jazyce, 2 knižní publikace v českém jazyce a 2 obhájené diplomové práce. K základní orientaci pro danou oblast byly použity níže uvedené zdroje:

BORGES, L. RDM., FERNANDES, A. BGS., OLIVEIRA DOS PASSOS, J., REGO, I. A. O. a CAMPOS, T. F. 2022. Action observation for upper limb rehabilitation after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2022(8), [cit. 2023-01-04]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi: 10.1002/14651858.CD011887.pub3.

D'INNOCENZO, G., GONZALEZ, C. C., WILLIAMS, A. M., BISHOP, D. T. a BUCKINGHAM, G. 2016. Looking to Learn: The Effects of Visual Guidance on Observational Learning of the Golf Swing. *PLOS ONE* [online]. 2016-5-25, 11(5), [cit. 2024-04-27]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0155442.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P. a NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. 2., přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0.

MATTAR, A. A. G. a GRIBBLE, P. L. 2005. Motor Learning by Observing. *Neuron* [online]. 46(1), 153-160, [cit. 2023-11-05]. ISSN 08966273. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuron.2005.02.009.

SMITH, R. S., WOOD, G., COYLES, G., ROBERTS, J. W. a WAKEFIELD, C. J. 2019. The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing [online]. 29(12), 1917-1929, [cit. 2023-01-02]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13534.

# 1 Neuroplasticita

Schopnost mozku měnit se, remodelovat a reorganizovat se z důvodu lepší adaptability k nově vzniklým situacím – tak můžeme definovat pojem „neuroplasticita“. Neuroplasticita je zásadním a velmi důležitým mechanismem mozku a míchy v rámci neuronálního fungování, pomocí kterého náš mozek a mícha přijímá a zpracovává informace, a zároveň se mění a přizpůsobuje „nově vzniklým situacím“. Toto přizpůsobování probíhá za účasti jak vnitřních možností, tak i za účasti vnějších stimulů. Neuroplasticita se uskutečňuje pomocí reorganizace neurálních drah a synapsí, přestavba nervové tkáně probíhá jak na strukturální, tak i na funkční úrovni (Rakús, 2009, s. 83).

Je známo, že struktura i funkce lidského mozku mohou prodělat plastické změny z důvodu ztráty smyslů, kognitivního tréninku nebo získáním určitých dovedností (Lin et al., 2022, s. 1).

Mozek i mícha nejsou strukturálně neměnné struktury a při poranění muskuloskeletálního systému může dojít ke změnám ve struktuře, funkci a organizaci nervového systému. I u zdravých jedinců dochází neustále ke změnám kortikální organizace v důsledku různých podnětů, probíhajících aktivit, nabývání nových dovedností, a dochází ke změnám také v závislosti na chování jedince – jedná se tedy o dynamický děj (Ryan et al., 2022, s. 2).

Do procesu neuroplasticity se zapojuje mnoho molekulárních signálních drah – neurotropiny, ale tzv. – „brain-derived neurotrophic factor (BDNF)“ se ukázal jako klíčová facilitační složka potencující neuroplasticitu, která se podílí na motorickém učení a rehabilitaci např. po centrální mozkové příhodě (CMP). BDNF hraje důležitou roli a je součástí neuronálního růstu, synaptického přenosu a syntézy neurotransmiterů. K aktivaci „růstu“ neuroplasticity je ale zapotřebí stimulace buněk. Proto rehabilitační postupy, které optimalizují působení tohoto faktoru, mohou být zvláště efektivní pro zlepšení motorických funkcí po CMP. Je uvažováno na základě důkazů z mnoha studií, že aerobní cvičení zvyšuje produkci BDNF, a poté následně zlepšuje procesy učení a paměti (Mang, 2013, s. 1707).

Fyzické cvičení bylo v několika studiích popsáno jako účinný modulátor zdravotního stavu, a to prostřednictvím zvýšené aktivity mitochondrií, zvýšenou produkcí ATP (adenosin trifosfát) a redukcí lipogeneze a volných kyslíkových radikálů (Broxterman et al., 2017, s. 2404-2413; Nakandakari et al., 2019, s. 284-293; Presby et al., 2019, s. 684-695; Daou, 2020, s. 296–310; Tofas et al., 2020, s. 13).

Při „Action Observation Therapy“ (AOT) – pozorování cíleně zaměřené činnosti – se aktivuje systém zrcadlových neuronů (Mirror Neuron System – MNS), stejně tak jako při provádění této činnosti. Existují funkční spojení mezi zrcadlovými neurony a motorickým kortexem. Během Action observation pacient pozoruje pohyby jiného člověka, a poté se je snaží v některých případech napodobit. Právě spojení observace a provádění pohybu může zlepšovat motorické učení. Při Action observation je aktivována ventrální a dorsální část premotorického kortexu, inferiorní a superiorní parietální lalok, superiorní temporální sulcus a dorsolaterální prefrontální kortex. Právě tyto všechny oblasti dohromady jsou nazývány „action observation network“ (AON), tedy tzv. „pozorovací síť“ (Calvo-Merino et al., 2005, s. 1243-1249, Caspers et al., 2010, s. 1148-1167, Mattar a Gribble, 2005, s. 153-160; Mizuguchi a Kanosue, 2017, s. 190-191).

Burns (2008, s. 570-579) ve své studii u pacientů po CMP při rehabilitaci použila pozorování motorických úkonů a dle výsledků zjistila, že zahrnutí těchto prvků do terapie může urychlit návrat k funkčním aktivitám.

Dle Buccino et al. (2004, s. 323-334) se aktivita mozku mění během observace činnosti na základě instrukcí. Například frontoparietální pozorovací síť vykazuje vyšší stupeň aktivace, když účastník studie napodobuje pohyb po jeho předchozím pozorování.

## **1.1 Typy neuroplasticity**

Pojem neuroplasticita zahrnuje kapacitu mozku adaptovat a měnit své motorické odpovědi v reakci na nové podmínky, prostředí a informace přicházející do mozku (Demarin, Morović a Béné, 2014, s. 209-211).

Rozlišujeme strukturální a funkční neuroplasticitu. Strukturální neuroplasticita neboli synaptická zahrnuje změny v síle spojů mezi neurony (synapsemi), chemickými a elektrickými spoji mezi mozkovými buňkami. Může docházet k odstranění či zvětšení synapsí. Ačkoli mechanismy synaptické plasticity byly už důkladně objasněny, způsob, jakým může nervová plasticita vytvářet uspořádání sítě v mozku, ještě není zcela objasněn. Synaptická plasticita je tedy schopnost neuronů modifikovat sílu spojení nebo účinnost synaptického přenosu na již existujících synapsích v závislosti na jejich aktivitě, a je důležitým neurofyziologickým procesem, který se účastní reorganizace a vývoje neuronální sítě mozku po úraze CNS (centrální nervové soustavy). Více než sto let se předpokládá, že hraje důležitou roli ve schopnosti mozku integrovat přechodné zkušenosti do trvalých paměťových stop. Synaptický přenos může být aktivitou buď zesílen, nebo utlumen, a tyto

změny probíhají v řádech milisekund, hodin, dní a až týdnů. Synaptická plasticita může indukovat dlouhodobou změnu v počtu receptorů pro určité neurotransmitery, nebo to, že určité proteiny jsou syntetizovány přímo v buňce. Rozlišujeme „short-term synaptic plasticity“ – krátkodobou potenciaci a „long-term synaptic plasticity“ – dlouhodobou potenciaci. Krátkodobá potenciace hraje důležitou roli v krátkodobých adaptacích na smyslové vstupy, přechodných změnách a v krátkodobé paměti. Dlouhodobá potenciace je založena na předpokladu, že jakákoliv zkušenost modifikuje následné chování prostřednictvím dlouhodobých modifikací synaptické síly v závislosti na aktivitě. Mozek kóduje vnější a vnitřní události jako komplexní, časoprostorové vzorce aktivity ve velkých skupinách neuronů, které si lze představit jako nervové obvody. Do strukturální plasticity zahrnujeme i tzv. vývojovou plasticitu, která se děje během fetálního vývoje a zahrnuje neurogenezi a migraci neuronů (Citri a Malenka, 2007, s. 18-20; Demarin, Morović a Béné, 2014, s. 210; Stampanoni Bassi et al., 2017, s. 1-2).

Dle Citri a Malenka (2007, s. 18) se předpokládá, že synaptická plasticita hraje klíčovou roli v raném vývoji nervových okruhů, a také existují důkazy, že poruchy mechanismů synaptické plasticity přispívají k několika významným neuropsychiatrickým poruchám.

Funkční neuroplasticita závisí na procesu učení a paměti. Právě během učení a paměti dochází k trvalým změnám v synaptických vztazích mezi neurony v důsledku strukturálních úprav nebo vnitrobuněčných biochemických procesů. Dochází ke geometrickým změnám dendritů. U lidí lze nalézt nejméně čtyři hlavní formy funkční neuroplasticity – jedná se o adaptaci homologních oblastí mozku, cross-modální přesun/ reorganizaci, rozšíření neuronální sítě a kompenzační přesun. Například adaptace určité homologní oblasti mozku je založena na převzetí určitého kognitivního procesu homologní oblasti na opačné hemisféře. A ke cross-modálnímu přesunu dochází, když struktury, které dříve zpracovávaly určitý druh smyslového vstupu, momentálně přijímají vstup z jiné smyslové modality (Bernhardi, Eugenín-von Bernhardi a Eugenín, 2017, s. 9; Demarin, Morović a Béné, 2014, s. 210; Grafman, 2000, s. 345).

Na základě Bernhardi, Eugenín-von Bernhardi a Eugenín (2017, s. 7-11) je neuroplasticita důležitá nejen proto, aby neuronové sítě mohly tvořit nové funkční spoje, ale také pro to, aby spoje zůstaly stabilní a pevné.

## 2 Observace pohybu

Observaci pohybu (v angličtině „action observation“ nebo „action observation therapy (AOT)“, a i jeho imaginaci, můžeme zařadit do tzv. kognitivního tréninku potencujícího neuroplasticitu. Observace určitého pohybu/akce facilituje proces neuroplasticity prostřednictvím aktivace zrcadlových neuronů. Díky observaci pohybu se urychluje proces motorického učení (Borges et al., 2022, s. 1).

Observace pohybu je metoda, která pomocí ovlivnění excitability primárního motorického kortexu facilituje proces neuroplasticity (Ryan et al., 2022, s. 3). Jedinci, kteří nejdříve observovali někoho jiného při výkonu pohybu si vedli lépe při vykonávání stejného zadaného pohybu než kontrolní skupina, která neobservovala tento pohyb nebo observovala trochu jiný pohyb (Mattar a Gribble, 2005, s. 153-160).

Dle Hardwick et al. (2018) observace pohybu výhradně aktivuje vizuální kortex a samotná exekuce pohybu aktivuje primární motorický kortex. Pozorování nového pohybu/činnosti bez fyzického tréninku tohoto pohybu, může zlepšit nové komplexní pohyby celého těla – jako jsou například taneční pohyby (Cross et al., 2009, s. 315-326).

Bylo prokázáno, že při observaci pohybu jsou zapojeny podobné části neuronální sítě jako při zrcadlové terapii. Při observaci dochází k aktivaci tzv. zrcadlových neuronů, které jsou rozmístěné napříč kortexem. Pozorováním pohybů se aktivuje specifická oblast těchto zrcadlových neuronů, podporujících topografickou korovou aktivitu a plasticitu motorických oblastí v mozku. K aktivaci těchto neuronů dochází v doplňkové motorické oblasti a hipokampu. Tyto oblasti jsou aktivovány jak při pozorování činností, které jsou součástí motorického repertoáru pozorovatele, tak i při získávání nových motorických dovedností. Například tedy při observaci pohybu – úchopu rukou – dochází k aktivaci stejných neuronů jako při provádění úchopu, dojde tedy ke zvýšené aktivitě ve svalech, které by byly použity k provedení pozorované činnosti. Mezi aktivující se oblasti patří inferiorní frontální gyrus, frontální a dorsální premotorický kortex, inferiorní parietální kortex, suplementární motorická oblast a suplementární temporální gyrus (Harmsen et al., 2015, s. 509; Ryan et al., 2022, s. 3; Sarasso et al., 2015, s. 10).

Fadiga et al. (1995, s. 2608-2611) prokázali, že observace pohybu facilituje primární motorickou kůru, která v návaznosti na to excituje se stejnou dynamikou ty samé svaly, které jsou zodpovědné za provedení pozorovaného pohybu.



Dle Stefan et al. (2005, s. 9339) pozorování jiného jedince provádějícího jednoduché opakující se pohyby palcem, vede ke vzniku specifické paměťové stopy/ motorických vzpomínek pozorovaných pohybů v primární motorické oblasti. V jejich studii se ukázalo, že jen pouhé pozorování pohybů vedlo k vytvoření specifické trvalé paměťové stopy v reprezentacích pohybů, přičemž tato paměťová stopa se podobala paměťové stopě vyvolané fyzickým tréninkem.

## **2.1 Observace pohybu ve fyzioterapii**

Fyzioterapie doplněná o observaci určitého pohybu může přispět k lepším výsledkům rehabilitace. Ukázalo se, že observace pohybu z pohledu první osoby je účinnější než observace pohybu z pohledu třetí osoby (Sisti et al., 2022, s. 4-5).

Dle Harmsen et al. (2015, s. 514) observace pohybu zvyšuje efektivitu motorického učení při trénování jednoduchých pohybů horními končetinami u jedinců po CMP. Rehabilitace podpořená „observační terapií“ má potenciál zlepšit motorické, i nemotorické schopnosti jedince – zahrnující sílu, chůzi, rovnováhu. Zlepšuje také tělesné funkce a funkci horních i dolních končetin u dospělých s CMP a dětí s dětskou mozkovou obrnou (DMO). Díky observaci pohybu může také docházet ke snížení intenzity fantomových bolestí u jedinců po amputaci dolní končetiny nebo ke snížení pooperačních bolestí u pacientů s totální endoprotézou (TEP) kyčelního (KYK) a kolenního kloubu (KOK) (Buchignani et al., 2019, s. 14; Ryan et al., 2022, s. 3; Tung et al., 2019, s. 635).

Observace pohybu v kombinaci s imaginací tohoto pohybu se ukázala jako účinná při rehabilitaci u jedinců s Parkinsonovou chorobou, a to konkrétně při dual-task úkolech s rovnovážným tréninkem. Při fyzioterapii této choroby se také jako účinné prokázal trénink pozorování činností s opakovaným nácvikem pozorovaných činností (Pelosin et al., 2018, s. 1; Sarasso et al., 2021, s. 2579-2581). Právě dle Pelosin et al. (2018, s. 6) skupinový trénink založený na action-observation therapy je účinný pro zlepšení freezingu a mobility u Parkinsonovy choroby a je vhodný jako doplňková terapie v rehabilitačním programu tohoto onemocnění.

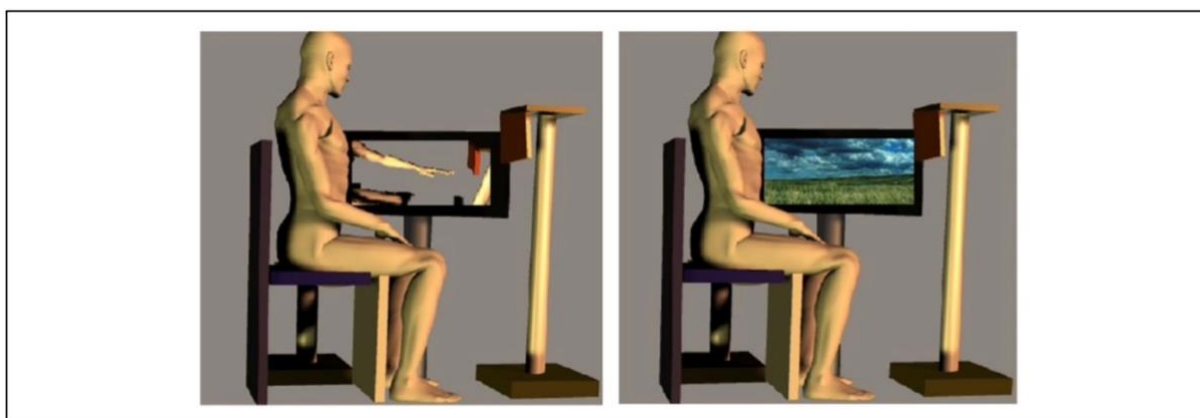
Kombinace observace pohybu a klasické rehabilitace horní končetiny může významně zlepšit pohybové funkce pacientů po CMP v subakutní fázi s dysfunkcí horních končetin. Tento poznatek poskytl účinnou strategii léčby hemiplegie horních končetin u pacientů po CMP (Burns et al., 2015, s. 576-579; Fu et al., 2017, s. 1).

Také přidání action observation therapy k běžné lůžkové fyzioterapii u pacientů po TEP KOK, přispívá k větší míře zotavení po tomto zákroku. Hlavně bylo zjištěno, že tito pacienti měli větší rozsahy pohybu do flexe a extenze v kolenním kloubu. Rehabilitace doplněná o observaci pohybu zlepšuje bolest, ztuhlost a funkční schopnosti u pacientů po TEP KOK (Villafañe et al., 2017, s. 361; Park, Son a Kim, 2014, s. 170-171).

## 2.2 Typy observace

Pohyb můžeme observovat buďto za pomoci videa, nebo můžeme pozorovat druhou osobu, která příslušný pohyb vykonává.

Observace z pohledu druhé osoby a její efektivita záleží na přítomnosti či nepřítomnosti posturální shody mezi pozorovatelem a aktérem. Dalším aspektem je to, že každý pozorovatel může vnímat aktéra z různých perspektiv (Alaerts et al., 2009, s. 415).



**Obrázek 1** Observace videa pohybu zdravé horní končetiny (vlevo) a kontrolní observace "slide-show" statických obrázků (vpravo) (Harmsen et al., 2015, s. 512)

Právě dle Alaerts et al. (2009, s. 415-416) může pozorovaná činnost odpovídat orientaci aktéra pohybu a pohybu pozorovatele, tedy jako by pohyb prováděl sám pozorovatel, jejich nastavení těla je tedy stejné. V tomto případě se jedná o tzv. egocentrickou perspektivu. Při allocentrické perspektivě je orientace pozorovaného pohybu opačná, než orientace pozorovatele – tzn. když akci provádí jiná osoba, která stojí čelem k pozorovateli. Dále, pozorovaná činnost může vykazovat kongruenci z hlediska pozorované strany těla – např. při pozorování pohybu pravé ruky je anatomicky shodná s pravou, ale ne s levou rukou pozorovatele.

Pozorování videa má výhodu v tom, že má posilující účinek na motorický výkon předtím, než dojde k vlastní exekuci pohybu. Je to z důvodu toho, že pohyb vykonávaný ve

videu zprostředkovává pozorovateli jak vizuomotorickou, tak senzomotorickou informaci, v které je obsažen cíl činnosti, a i způsob, jak pohyb z videa provést (Bähr et al., 2018, s. 1; Williams a Gribble, 2012, s. 1567-1569).

Sledování nahraných videí používali také ve svém výzkumu při sledování vlivu observace a imaginace házení šipek na kinematiku horní končetiny Smith et al. (2019, s. 1917-1929).

Ertelt et al. (2007, s. 165) ve své studii požádali pacienty po CMP, aby sledovali video s určitou činností a opakovaně prováděli motorický úkol po dobu přibližně 5 minut, zatímco video pořád běželo. Byly zjištěny významné rozdíly v kortikální aktivaci právě v závislosti na tom, zda dochází jen k pasivnímu pozorování videa nebo dochází i k napodobování pohybu na videu.

Dále observaci můžeme provést i dalšími způsoby, a to vede k odlišné aktivaci motorických reprezentací v CNS. Může být prováděno pozorování například pasivně – bez předchozích pokynů nebo aktivně – za účelem napodobování prováděného pohybu (Alaerts et al. 2009, s. 415-417; Rooslink a Zijdwind, 2010, s. 35).

### **2.3 Zrcadlové neurony**

Zrcadlové neurony tvoří tzv. síť mozkových oblastí. Je dokázáno, že zrcadlové neurony se aktivují jak při provádění určité činnosti, tak už i jen při observaci prováděné činnosti. Jsou specifickým typem tzv. vizuomotorických neuronů. Zrcadlové neurony propojují cíl akce provádějícího aktéra s pozorovatelem tím, že stimulují znovuprožívání podobných motorických reprezentací, které jsou už uloženy v motorickém systému pozorovatele (Rizzolatti a Craighero., 2004, s. 169; Rizzolatti, Fogassi a Gallese, 2001, s. 661-670).

Zrcadlové neurony byly poprvé objeveny u opic druhu makaků v oblasti F5 v jejich premotorickém kortexu. Při tomto objevu došlo k aktivaci těchto zrcadlových neuronů jak při tom, když opice prováděla určitou činnost, tak i při pozorování další opice či člověka provádět tuto činnost. Přítomnost zrcadlových neuronů byla prokázána i u lidského mozku (Ertelt et al., 2007, s. 169; Keysers a Gazzola, 2010, s. 353).

Zrcadlové neurony zaujímají údajně hlavně oblasti inferiorního frontálního laloku, dorsálního premotorického kortexu, inferiorního parietálního laloku, suplementární motorické oblasti a suplementárního temporálního laloku. Zrcadlové neurony byly pomocí

funkční magnetické rezonance (fMRI) lokalizovány i v Brocově centru řeči. Systém zrcadlových neuronů je bilaterální. Od jejich objevení se využívají k vysvětlení jejich zapojení při pozorování nebo představování si pohybu, k pochopení záměru chování, řeči, empatie a sociální interakce. Důležitým funkčním aspektem zrcadlových neuronů je vztah mezi jejich vizuálními a motorickými vlastnostmi. Existují důkazy, že zrcadlové neurony kódují činnosti v abstraktní reprezentaci na relativně vysoké úrovni. Všechny zrcadlové neurony vykazují shodu mezi vizuálními akcemi, na které reagují motorickými reakcemi, které kódují. Síť zrcadlových neuronů je zahrnut do procesu imitace a do imitačního typu motorického učení (Bekkali et al., 2022, s. 62; Ertelt et al., 2007, s. 165-173; Fu et al., 2017, s. 1; Hamzei et al., 2016, s. 2215-2224; Rizzolatti a Craighero., 2004, s. 169; Ryan et al., 2022, s. 3; Yarmad et al., 2016).

Schopnosti tohoto neurálního systému obnovovat uložené motorické reprezentace se využívají při rehabilitaci motorické kontroly (Ertelt et al., 2007, s. 165; Fu et al., 2017, s. 1).

## **2.4 Zrcadlová terapie**

Mluvíme-li o observaci pohybu a zapojení zrcadlových neuronů, podobného principu využívá i zrcadlová terapie. Zrcadlová terapie („mirror therapy“ či „mirror visual feedback“) je bezpečná a snadno použitelná terapie, která se běžně užívá u pacientů po prodělané CMP nebo u pacientů po amputaci při fantomových bolestech končetin. Původně primárně byla zrcadlová terapie používána právě ke zmírnění fantomových bolestí. Při zrcadlové terapii dochází k překonání nesouladu mezi percepčním a vizuálním nesouladem mezi pohybem a vnímáním pohybu. Při zrcadlové terapii sedí pacient před zrcadlem, které je umístěné do sagitální roviny mezi jeho horní končetiny a při neustálém pozorování zrcadla dochází k provádění určitého zadaného motorického úkonu zdravou paží. Tento pohyb vytváří optickou iluzi, že právě paretická ruka (vezmeme-li si za příklad CMP) vykonává pohyb. Můžeme tedy uvažovat, že účinky zrcadlové terapie na paretickou horní končetinu přímo souvisí s aktivací pozorovací sítě neuronů se systémem zrcadlových neuronů. A to v důsledku vstupů, které CNS získala a působily na ni právě prostřednictvím zrcadla při pozorování pohybu zdravé končetiny (Altschuler et al., 1999, s. 2035-2036; Dohle et al., 2009, s. 209-217; Nojima et al., 2012, s. 1293-1300; Paolucci et al., 2020, s. 58-59; Ramachandran a Rogers-Ramachandran, 1996, s. 377-386; Thieme et al., 2018, s. 5-20).

Tominaga et al. (2009, s. 500-504) ve své studii prokázali, že lidský levý primárně motorický kortex byl silně aktivován vizuálním obrazem pohybující se ruky, když probandi

v jejich studii sledovali jak pravou ruku (zdravou), tak levou ruku (paretickou), která byla v zrcadle odrazem té levé. V další studii Garry et al. (2005, s. 118-122) pomocí transkraniální MRI odhalili zvýšení excitability primární motorické kůry nehybné ruky během zrcadlové terapie.

## 2.5 Motorické učení a observace pohybu

Učení můžeme definovat jako proces CNS, při němž dochází ke změnám chování jedince v důsledku působení okolního prostředí na konkrétního jedince (Kralíček, 2011, s. 217).

Motorické učení můžeme charakterizovat jako proces, při kterém se postupně stávají prováděné úkony snadněji proveditelné v důsledku mnohačetných opakování a interakcí s prostředím. Motorické učení zahrnuje také schopnost výběru správného pohybové vzoru vzhledem k okolním podmínkám a vzniklé situaci. Proces motorického učení je transformací od vědomě (explicitně) získané schopnosti, ke znalosti na podvědomé úrovni (mimovolní). Získání určité motorické dovednosti je závislé na pravidelném a intenzivním tréninku, a dosažení určité dovednosti trvá několik dní, týdnů nebo i let – to se odvíjí od motorické náročnosti konkrétního pohybu. Při motorickém učení lze použít různé strategie – pohyby lze aktivně cvičit, procvičovat a opakovat, lze použít i strategii pozorování činností, a tím podpořit neuroplastické změny v motorickém systému i bez skutečného provádění určitého pohybu (Doyon a Benali, 2005, s. 165; Kodandová a Opavský, 2019, s. 55).

Observace pohybu zlepšuje a facilituje motorické učení. Motorické učení je soubor procesů spojených s opakováním a opakovaným tréninkem, což vede k relativně trvalým změnám ve schopnostech provedení pohybu (Harmsen et al., 2015, s. 514-515; Larssen et al., 2012, s. 1-2; Sarasso et al., 2015, s. 10).

Bylo prokázáno, že po lézi primárního motorického kortexu u opic druhu makaků došlo k funkční reorganizaci v oblastech nezasažených lézí (Murata et al., 2015, s. 93).

Motorické učení můžeme rozdělit na fázi kognitivní, asociativní a autonomní. V první – kognitivní fázi je soustředěnost jedince primárně na úrovni kognitivních funkcí. Dochází i ke současnému zpracování a vnímání instrukcí před a při provádění daného úkolu. Tato fáze zahrnuje při provádění motorického úkolu mnoho chyb. Druhá – asociativní fáze už zahrnuje postupné „spojování“ mezi jednotlivými fázemi pohybu (vnitřními vztahy) a vnějšími podmínkami a dochází už k optimalizaci motorického úkonu, právě jako odpověď na vnější vlivy prostředí. Jedinec už je schopný chyby v úkonu korigovat a snížit i jejich četnost.

Poslední (třetí) fáze – autonomní – se vyznačuje již plnou kontrolou prováděných pohybů. Pohyby jsou na úrovni této fáze prováděny automaticky, a to i za přítomnosti „ztěžujících“ vnějších vlivů (Buccino a Riggo, 2006, s. 6; Kodandová a Opavský, 2019, s. 56).

Mnohé studie ukázaly, že zlepšení motoriky se udržuje i po několika měsících po ukončení terapie za pomoci observace pohybu, je tedy pravděpodobné, že observace pohybu hraje klíčovou roli ve fázi retence motorického učení ve srovnání s pouhým motorickým tréninkem. Pozorování pohybu moduluje aktivitu v lidských somatosenzorických oblastech – a je možné, že tato aktivita dodává potřebný somatosenzorický signál do primární motorické oblasti, který se zdá být potřebný pro tvorbu motorické paměti (Avikainen et al., 2002, s. 640-646; Sarasso et al., 2015, s. 10; Stefan et al., 2005, s. 9345).

Dle Larssen et al. (2012, s. 2) observace pohybu přispívá učení se více úkolům najednou oproti jen pouhému vykonávání tohoto pohybu. Observace pohybu lze považovat za kognitivní nástroj ke zlepšení motorického učení, jak už bylo zmíněno výše v předchozích kapitolách (Sarasso et al., 2015, s. 10).

Výsledkem motorického učení je „aktualizace“ již vzniklého „vzorce“ pro provedení určitého pohybu nebo vytvoření si nového „vzorce“ pro procvičovaný motorický úkol (Larssen et al., 2012, s. 1).

## **2.6 Observace a reálná exekuce observovaného pohybu**

Dle Ertelt et al. (2007, s. 170) kombinace observace pohybu s intenzivním opakovaným nácvikem tohoto pozorovaného pohybu způsobuje významné zlepšení motorických funkcí u pacientů s výrazným motorickým deficitem po prodělané CMP. Oproti kontrolní skupině, kde takové zlepšení nebylo zaznamenáno, která se v jejich studii soustředila pouze na reálnou exekuci pohybů bez observace.

Kombinaci observace pohybu s představováním si pohybu a s reálnou exekucí daného pohybu, a jejich vliv na aktivitu mozku sledovali ve své studii pomocí funkční MRI (Villiger et al., 2013, s. 1). Zdraví jedinci sledovali video (z pohledu první osoby), na kterém noha kope do míče. Přičemž byli instruováni, aby pohyb pouze observovali, nebo observovali a zároveň si představovali, jak pohyb vykonávají, nebo pohyb prováděli – napodobovali. Při kombinaci observace s motorickou představou oproti jen pouhé observaci, se zvýšila aktivita příslušných motorických oblastí. Spojením observace pohybu s představou jeho vykonávání je možné aktivovat rozsáhlou motorickou exekuční síť, a to i v nepřítomnosti zjevného pohybu. Nicméně kombinace observace či představy o vykonávání observovaného pohybu

s následnou reálnou exekucí tohoto pohybu, vedlo k vyšší aktivitě motorických oblastí na funkční MRI (Villiger et al., 2013, s. 1-11)

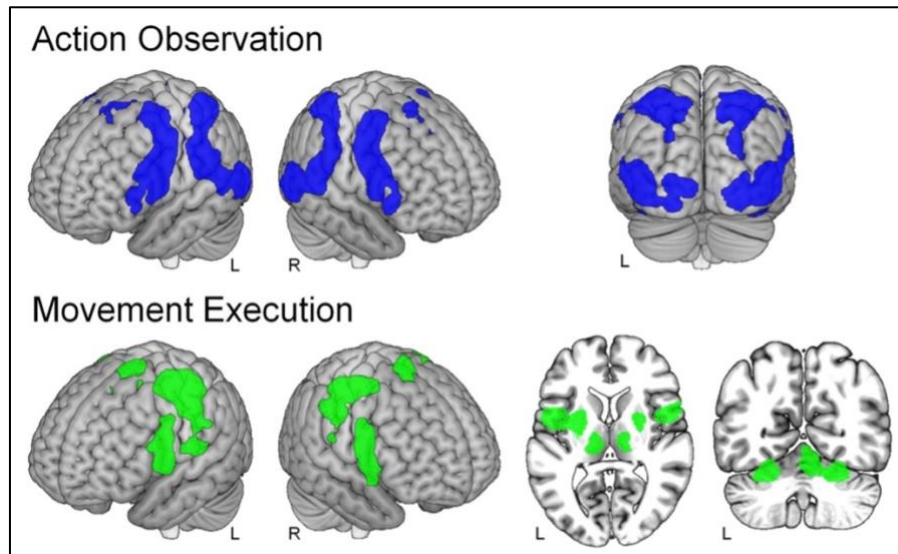
Porovnáme-li observaci pohybu s motorickou exekucí, dle Hardwick et al. (2018, s. 33-42) a jejich metaanalýzy, dochází při observaci pohybu k největšímu „objemu“ zapojení příslušných motorických oblastí v mozku – obrázek 2 (str. 24). Jednalo se o pohyby zacílené na horní končetiny, dolní končetiny nebo na obličej, do pohybů dolních končetin se řadila mimo jiné i chůze. Při observaci došlo k aktivaci premotorických a parietálních oblastí bilaterálně, dále se také aktivovala parietálně-okcipitální oblast a dorzální a ventrální premotorický kortex, také bilaterálně. Observace příslušných pohybů neaktivovala podkorové oblasti. Porovnáme-li observaci pohybu s reálnou exekucí těchto pohybů na základě metaanalýz ze studie Hardwick et al. (2018, s. 33-34), tak provedení pohybu vykazovalo menší aktivaci. Na kortikální úrovni došlo hlavně k aktivaci senzomotorické a premotorické kůry, podkorově byla zaznamenána aktivita v thalamu, putamen bazálních ganglií a mozečku.

## **2.7 Trénink observace pohybu**

Trénink uskutečněný například pozorováním někoho jiného při provádění pohybu usnadňuje motorické plánování a vytváření motorické paměti. Už jen pasivní pozorování činností či pohybů prováděných druhými ovlivňuje pozorovatele – např. dochází ke změně reakční doby, implicitního nebo explicitního napodobování nebo učení se dovednostem. Observace pohybu má účinek na zlepšení motorických funkcí bez ohledu na míru postižení a závažnost motorického deficitu. Výhodné na využití observace pohybu jakožto tréninku nebo v terapii je to, že lze tento přístup snadno přizpůsobit mnoha různým podmínkám a také lze jej snadno přizpůsobit specifickým potřebám jednotlivců (Aridan a Mukamel, 2016, s. 2-4; Brass, Bekkering a Prinz, 2001, s. 3-22; Sarasso et al., 2015, s. 10).

V terapiích zaměřené na observaci pohybu, se ukázalo, že videa trvající 5-6 minut se zdají být nejrozumnějším přístupem k dosažení rovnováhy mezi udržení pozornosti jedince a účinností tréninku (Sarasso et al., 2015, s. 9). Přičemž Sarasso et al. (2015) ve své studii uvádí, že nejčastější frekvence tréninku je jeden měsíc. U jedinců s Parkinsonovou nemocí se navrhuje, že trénink třikrát týdně je lepší než kontinuální trénink celý týden, protože intervaly mohou být u těchto osob nezbytné pro konsolidační učení. Observace pohybu je užitečná jako doplněk k běžnému motorickému tréninku, protože se ukázalo, že usnadňuje motorické učení a budování motorické paměti.

Bazzini et al. (2022) dle své studie tvrdí, že trénink observací v kombinaci s reálnou exekucí pohybu je neúčinnější. Do své studie zahrnuli 54 subjektů, kterým dali za úkol naučit se vázat námořní uzel. Těchto 54 subjektů rozdělili na 3 skupiny, tyto skupiny vykonávaly – trénink observací s následnou exekucí pohybu, nebo trénink pouhým pozorováním, nebo jen motorický trénink. Skupina, která měla za úkol trénink observací pohybu s exekucí pohybu vykazovala nejvyšší zlepšení výkonu. To naznačuje tomu, že pravidelné střídání observace a reálné provádění pohybu přináší lepší motorický výkon.



**Obrázek 2** Aktivace příslušných oblastí mozku při observaci pohybu (nahore) a při exekuci pohybu (dole) (Hardwick et al., 2018, s. 34)

## 2.8 Aktivita mozku při observaci pohybu

Aktivita mozku, respektive mozkových oblastí závisí na typu observovaného pohybu. Například anteriorní intraparietální kůra vykazuje vyšší úroveň aktivace při observaci složitých manipulačních pohybů s předměty (např. uchopení klíče, jeho zasunutí do zámku a následné otočení) než při jednoduchých pohybech (např. jen uchopení klíče nebo jiného předmětu). Právě aktivita v přední anteriorní intraparietální kůře je důležitá pro pochopení povahy určité činnosti, proto posílení aktivity v této oblasti je pravděpodobně spojeno s rozvojem chápání složitých činností. Pozorování pohybu náročného na rovnováhu, který zahrnoval značné výchytky, vyvolalo výraznější aktivaci zrkové kůry a superiorního temporálního závitu. Jelikož motorická aktivita je ve zrkové kůře modulována pozorností, její vyšší aktivita odrážela pravděpodobně větší míru pozornosti věnované nestabilnímu pohybu (Mizuguchi a Kanosue, 2017, s. 193).



Mozková aktivita se při observaci pohybu pravděpodobně liší také v závislosti na úrovni dovednosti jednotlivých „pozorovatelů“ (Mizuguchi a Kanosue, 2017, s. 193).

Observace určitého pohybu vyvolává zvýšení excitability kortikospinálních drah u zdravých dospělých, pokud je prováděno s úmyslem napodobovat tento pohyb, a navíc je excitabilita zvýšena v kombinaci s fyzickým cvičením. Díky transkraniální magnetické stimulaci se v několika studiích ukázalo zvýšení evokovaného potenciálu během observace určitého motorického úkolu ve srovnání s výchozí hodnotou (Brighina et al., s. 122-126; Clark, Tremblay a Ste-Marie, 2004, s. 105-122; Cowles et al., 2013, s. 173; Roosink a Zijdwind, 2010, s. 35).

Data získaná v několika studiích využívajících transkraniální magnetické stimulace ukázala, že facilitace levé primární motorické kůry se podstatně liší při pozorování činností prováděných pravou – tedy kontralaterální, nebo levou – ipilaterální rukou (Alaerts et al., 2009, s. 415).

Morales et al. (2019, s. 1-10) se zaměřili pomocí funkční MRI na výzkum vývoje mozkových oblastí, které se podílejí na provádění pohybů, pozorování pohybů a na jejich vzájemné překrytí. Rozdíly v aktivaci mozkových oblastí v závislosti na věku zkoumali u skupiny dětí a dospělých. Dle jejich výsledků se ukázalo, že mozková aktivita při pozorování a provádění pohybů je u dětí podobná jako u dospělých, nicméně dospělá skupina vykazovala větší aktivitu v pravém horním temenním laloku během exekuce pohybu. Měření překrývání činností mezi pozorováním a prováděním pohybu odhalilo rozdíly související s věkem – tzn. že dospělá skupina vykazovala ve srovnání s dětskou skupinou větší prostorové překrývání. Výsledky jejich studie naznačují, že vývoj systému zrcadlových neuronů se mezi dětským a dospělým věkem mění.

## **2.9 Aktivita svalů při observaci pohybu**

Studie využívající transkraniální magnetickou stimulaci ukázala, že během pozorování činností prováděných jinými osobami dochází k facilitaci primární motorické kůry pozorovatele, a to vysoce specifickým způsobem pro jednotlivé svaly provádějící daný pohyb (Alaerts et al., 2009, s. 415).

Právě zvýšení motorických evokovaných potenciálů na elektromyografii (EMG) během observace pohybu ve srovnání s klidovým stavem je považováno za důkaz reakce a aktivace zrcadlových neuronů, které zvyšují excitabilitu v primární motorické oblasti, což vede právě k větší odezvě v příslušných svalech (Naish et al., 2014, s. 332).

Fadiga et al. (1995) jako první zjistili zvýšení motorických evokovaných potenciálů ve svalech zapojující se během uchopování, když účastníci jejich studie pozorovali uchopování, ve srovnání s tím, když jen účastníci studie pozorovali statický objekt. Ke zvýšení motorických evokovaných potenciálů ve svalech dochází i při provádění abstraktních pohybů rukou – např. při obkreslování geometrických tvarů ve vzduchu na základě pozorování a napodobování těchto pohybů při observaci.

Observace pohybu má vliv na snížení EMG aktivity při zapojení agonistických svalů generující příslušný pohyb v koncentrické kontrakci. Snížení EMG signálu po tréninku observací svědčí o zlepšení motorické kontroly s maximální efektivitou pohybu a mohlo by být podpořeno náborem menšího počtu motorických jednotek. Dochází tak k zvýšené efektivitě pohybu, díky snížené svalové excitaci, koordinaci svalových vláken a snížení mechanických nároků na sval (Blake a Wakeling, 2015, s. 3283-3295; Smith et al., 2019, s. 1926).

Ve své studii zaměřené na měření aktivity svalů pomocí EMG u profesionálních a amatérských hudebníků během skutečného provedení Mozartova houslového koncertu G dur a jen během představování si hraní na housle Lotze et al. pozorovali (2003, s. 1817-1829), že profesionální houslisti generovali vyšší amplitudy EMG během provádění pohybu. Mimo jiné také profesionální hudebníci vykazovali cílenější aktivační vzorce během představy pohybu oproti amatérským houslistům. S přibývajícím zkušenostmi, pokračujícím nácvikem motorických dovedností se pohyb stává přesnějším a automatictější, člověk také získává lepší obratnost při přizpůsobování se změnám. Právě tato skutečnost často vede ke zvýšení amplitud na EMG cílových svalů a přesnější koordinaci pohybů (Seitz a Roland, 1992, s. 154-65).

## **2.10 Observace a sport**

Mentální trénink je hojně rozšířená metoda trénování ke zlepšení výkonů u sportovců. Do mentálního tréninku můžeme zahrnout různé tréninkové metody – pozorování, napodobování nebo představování (Murphy, 1994, s. 486-494; Nedelko et al., 2012, s. 182; Short, Tenute. Feltz, 2005, s. 951-960). Zajímavým aspektem je to, že observace pohybu zlepšuje seberegulační procesy, jako je motivace ke cvičení, bodyschéma a reakce na předchozí výkony (Ste-Marie et al., 2012, s. 145-176).

Dle McNeill et al. (2020) zvýšená neurofyziologická aktivita, která se objevovala během studií zaměřujících se na observaci pohybu, vedla k předpokladu, že observace pohybu je optimální metodou pro provádění mentálního simulačního tréninku ve sportu.

Sport a obecně výkon jakékoli fyzické aktivity závisí na předchozích zkušenostech, které prostřednictvím pohybu nebo už i jen jeho observací přispívají ke zvýšení intenzity ukládání informací nebo rozvoji schopnosti ukládat informace (Roberta, Belfiori a Liparoti, 2020, s. 2354-2355). Důležitým aspektem observace pohybu/ tréninku observací či mentálního tréninku je to, že přirozeně osoby, jakou jsou sportovci nebo hudebníci, kteří mají s mentálním tréninkem zkušenosti, mohou mít z trénování observací větší prospěch než nezkušení jedinci, nebo ti, co nesportují nebo nahrají na žádný hudební nástroj (Lotze et al., 2003, s. 1817-1819; Nedelko et al., 2012, s. 182; Short, Tenute. Feltz, 2005, s. 951-960).

### 3 Chůze

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce, která slouží základním životním potřebám při sebeobsluze nebo i při práci (Véle, 2006, s. 347).

Jedná se o cyklický pohyb a jeho základní jednotkou je tzv. krokový cyklus, který je rozdělen na fázi opornou a švihovou. Oporná fáze je dále ještě rozdělena na: inciální kontakt („initial contact“), fázi postupného zatěžování („loading response“), střední oporu („midstance“), konečný stoj („terminal stance“). Poté následuje předšvihová fáze („preswing phase“). Švihová fáze poté začíná inciálním švihem („initial swing“), středním švihem („midswing“) a končí terminálním švihem („terminal swing“) (Perry a Burnfield, 2010).

#### 3.1 Neurofyziologické aspekty chůze

Vývoj bipedální lokomoce je čistě lidskou doménou, a jedná se zřejmě o naučenou lidskou schopnost. Lidské tělo řídí činnost svalů a integruje pohyb různých segmentů těla tak, aby minimalizovalo svůj energetický výdej. Chůze je komplexním motorickým chováním, které zahrnuje aktivaci svalů končetin a trupu. Aby mohlo dojít k chůzi, musí být adekvátní posturální kontrola, musí existovat adaptace na měnící se podmínky prostředí. U obratlovců, rytmická svalová aktivita závisí na aktivitě míšních neuronálních okruhů, označovaných jako centrální generátory pohybu (CPG) – což představuje jednu teorii, pomocí které lze nahlížet na lokomoci. Jedná se o hypotetické neuronové shluky umístěné v míše. Tyto míšní neuronální okruhy vytvářejí rytmus a koordinují pravo-levé a flexoro-extensorové koordinace končetin a integrují příkazy z mozku se sensorickými informacemi z končetin. CPG tvoří vzájemně propojené skupiny excitačních a inhibičních neuronů. Koordinovaný motorický vzor chůze se řídí časováním nastaveným CPG generujícím rytmus. Mimo neuronální síť spinální míchy řídí bipedální lokomoci i neuronální systémy koncového mozku, středního mozku, mozkového kmene, mozečku a dále je lokomoce ovlivňována sensorickými signály, které modifikují činnost právě neuronálních míšních sítí. Mozeček reguluje volní a automatické pohyby pomocí spojů s mozkovou kůrou a mozkovým kmenem, také dostává feedback ze somatosenzorického systému a zároveň dostává kopii požadovaného motorického plánu z motorického kortexu. Do bazálních ganglií proudí informace z mozkového kortexu a vysílají spoje do limbického systému, mozkového kmene a přes thalamus zpět do kortexu. Pohyb je generován primární motorickou a suplementární motorickou korovou oblastí v reakci na podkorové a sensorické

stimuly (Dougherty et al., 2013, s. 920; Inman, 1966, s. 1047; Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1212-1213; Latash, 2008, s. 222-229; Takakusaki, 2013, s. 1484-1489).

### **3.2 Biomechanické aspekty chůze**

„Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru“ (Véle, 2006, s. 346).

CNS je schopna zajistit svalovým aparátem stabilizaci vzpřímené polohy těla, a to za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Tato propulzní svalová síla je produkovaná svaly odrazové končetiny. Nejdůležitější a nejsložitější podmínkou chůze je zajištění postury a rovnováhy a také řízení CPG, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole. Chůze je výsledkem působení vnitřních a zevních sil, které působí na jednotlivé segmenty těla. Hlavní vnitřní silou je síla vytvořená kontrakcí svalů, do zevních sil patří hlavně tíhová síla, reakční síla podložky, setrvačná síla, tření a odpor prostředí (Vařeka, Janura a Vařeková, 2018, s. 83-84; Véle, 2006, s. 347).

Těžiště lidského těla je působištěm tíhové síly, a v základní anatomické poloze se nachází v úrovni S2-S3. Těžiště se při chůzi dostává před bázi opory a vzniká tak stav kontinuální nerovnováhy. Těžiště je v nejnižší poloze v průběhu dvojí opory – v tomto momentu jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. K zajištění dynamické stability těla se účastní především svaly pánve. V bipedální chůzi se v energeticky optimálním modelu těžiště pohybuje plynule po sinusoidě s nízkou amplitudou, což vymezuje čistě mechanický přístup a pohled na chůzi. Nicméně dle Vařeka, Janura a Vařeková (1953, s. 82) tento mechanický přístup umožňuje jednoduše a logicky vysvětlit význam pohybů v jednotlivých kloubech dolní končetiny a bederní páteře (Saunders, Inman a Eberhart, 1953, s. 543-558; Vařeka, Janura a Vařeková, 2018, s. 81-83).

V hlezenním kloubu (HZK) se v jednotlivých fázích krokového cyklu dějí tzv. „tři zhoupnutí“ – plantární flexe (PF) těsně po kontaktu nohy s podložkou, postupná dorzální flexe (DF) při středním stoji, která svého maxima dosahuje v předšvihové fázi a PF nastává také při odlepení palce od podložky. Při iniciálním kontaktu působí na HZK pronáčnický moment reakční síly podložky, který vyvolá pronaci v subtalární kloubu, reakční síla podložky způsobuje také flekční moment KOK. Právě tyto sdružené pohyby hlezna a kolene umožňují při chůzi absorbovat nárazy, snížit míru zatížení kloubů a zároveň snížit energetickou náročnost, při zdvihu chodidla dochází v KOK k flexi, poté před přípravou na

opornou fází k extenzi. KYK střídá rytmicky flexi, nulové postavení a extenzi, v závislosti na fázi krokového cyklu (Vařeka, Janura a Vařeková, 2018, s. 81-83).

Pánev rotuje ve vertikální ose, což umožňuje dosažení odpovídající délky kroku bez velkých vertikálních výchylek trupu. Pánev při chůzi dosahuje náklonu 5 stupňů anteriorně. Úklon pánve zmenšuje vertikální pohyb trupu, a tím snižuje energetickou náročnost chůze, dochází k poklesu pánve o 4 stupně na straně švihové dolní končetiny (Vařeka, Janura a Vařeková, 2018, s. 81-83).

### **3.3 Zapojení svalů v jednotlivých fázích chůze**

Krokový cyklus chůze můžeme rozdělit na fázi švihovou a opornou, jak už bylo zmíněno výše. Při švihové fázi se zapojují v oblasti páteře a pánve mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus na stranu otáčení pánve a m. obliquus abdominis internus na kontralaterální straně. Dále m. iliopsoas a m. quadratus lumborum (m. QL) ipsilaterální, m. gluteus medius (m. GMed) kontralaterální. Ipsilaterálně se flexe v kyčelním kloubu účastní m. rectus femoris (m. RF) (i m. iliopsoas), m. tensor fasciae latae (m. TFL), m. pectineus, m. biceps femoris (m. BF) a m. sartorius. Ve druhé polovině švihové fáze dochází i k zapojení adduktorů a gluteálních svalů. V KOK dochází nejprve k flexi, pak k extenzi. Během extenze se aktivuje m. quadriceps femoris (m. QF), m. sartorius a mediální část flexorů kolena. V HZK nastává dorzální flexe a everze nohy. Do aktivity nastupuje m. tibialis anterior (m. TA), m. extensor digitorum longus (m. EDL) a m. extensor hallucis longus (m. EHL) (Véle, 2006, s. 351).

Během oporné fáze se děje v páteři torzní pohyb a trup se přesouvá na stranu opěrné DK, přičemž dochází k aktivaci hlavně mm. rotatores. V KYK na počátku oporné fáze dochází k aktivaci gluteálních svalů a ischiocrurálních svalů, poté při střední části opory jejich aktivita mizí a na konci se aktivují adduktory stehna. V KOK je na začátku této fáze aktivní m. QF, m. vastus intermedius (v. intermed.), na konci fáze se aktivují ischiocrurální svaly. V HZK je na počátku zapojen m. TA a mm. peronei, jinak dochází postupně k aktivaci plantárních flexorů – m. triceps surae (m. TS) (Véle, 2006, s. 351-353).

## **4 Náročnější variace chůze**

### **4.1 Chůze po čáře**

Chůzi po čáře můžeme připodobnit k tandemové chůzi. Už jen stát s nohama v jedné linii/ za sebou v sagitální rovině je náročné, protože mediolaterální limity stability jsou zúžené. Tato poloha a snaha o kontrolu rovnováhy v ní si vyžaduje zvýšené metabolické nároky, a stejně tak je tomu i při chůzi po čáře. Během nestabilního rovnovážného stavu těla, jako je například tandemový stoj nebo chůze, je rychlá integrace senzorických vstupů klíčová pro zajištění motorické kontroly (Goodworth a Peterka, 2010, s. 1103-1116; Houdijk et al., 2009, s. 150-154; Sozzi et al., 2013, s. 1175-1186).

### **4.2 Chůze po slackline**

Chůze po slackline představuje chůzi nebo balancování po zavěšeném plochem popruhu, či jiné tkanině, která je napnuta mezi dvěma kotvami. Chůze po slackline se řadí mezi moderní sportovní aktivity a zajímavým aspektem je to, že se chůze po slackline dostala z čistě rekreačního sportu do tréninku elitních sportovců. Drobné nestability, které v normálním stoji, nebo chůzi nepůsobí žádné problémy, se na slackline zvýrazňují, tím je vytvořen u člověka silný impuls, na který musí jeho nervosvalový systém zareagovat, aby nedošlo k pádu (Keller et al., 2012, s. 471-472; Serrien et al., 2017, s. 3427-3428).

### **4.3 Koaktivace svalů při chůzi po čáře a slackline**

Při prvních pokusech na slackline dochází k nekontrolovanému bočnímu kývání opěrné nohy a lana. Při tandemovém stoji dominují v řízení rovnováhy ve frontální rovině svaly v HZK, které provádějí inverzi a everzi, zatímco rovnováhu v sagitální rovině pomáhají zajišťovat svaly kolem KYK. M. soleus udržuje tělo svou tonickou aktivitu ve vzpřímené poloze, reciproční aktivita m. peroneus longus (m. PL) a m. TA vytváří střídavé impulsy potřebné ke stabilizaci těla ve frontální rovině (Keller et al. 2012, s. 471; Sozzi et al., 2013, s. 1175; Winter et al., 1996, s. 2334-2343).

Chůze po náročném povrchu, jako je třeba chůze po slackline, dělá chůzi více arytmiickou, a to nám ztěžuje pochopit koordinované aktivace svalů k udržení stability (Singh, Iqbal a White, 2020, s. 2; Singh et al., 2020, s. 3427).

Rozsah a velikost svalové aktivace je důležitá nejen pro udržení nebo znovunabytí rovnováhy, ale také právě pro funkční stabilitu kloubu, kterou zajišťuje přípravná i reaktivní svalová aktivace (Kean, Behm a Young, 2006, s. 138-148).

Chůze po slackline může zlepšit posturální kontrolu a zvýšit funkční stabilitu KOK, což se ukázalo dle Pfusterschmied et al. (2013, s. 562-566), že je vyvoláno zvýšenou přípravnou svalovou aktivací m. RF.

#### **4.4 Nácvik chůze na slackline**

Chůze po slackline vyžaduje důslednou kontrolu rovnováhy a rychlé rovnovážné reakce těla. Při prvních pokusech na slackline dochází k nekontrolovatelnému bočnímu výkyvu opěrné dolní končetiny. V několika studiích bylo prokázáno, že trénink na slackline zlepšuje schopnost vyrovnávání rovnovážných reakcí a schopnost balancování na samotné slacklině, jak u dětí, tak i u dospělých jedinců (Donath et al., 2013; Granacher et al., 2010; Keller et al., 2012, s.471; Pfusterschmied et al., 2013).

Mildren et al. (2018, 1996-2008) ve své studii zkoumali vývoj motorického učení u tandemového stoje a stoje na jedné noze na nestabilním povrchu – na slackline. Když se účastníci studie Mildren et al. (2018, s. 2005-2008) poprvé pokusili postavit na slackline, vykazovali rychlé a hojné pohyby ve všech kloubech, ale hlavně v KYK, a po krátké době (udávají asi po 3 sekundách) spadli. Jejich výkon se ale rychle zlepšoval – docházelo méně k pádům, pády byly tlumeny oscilacemi trupu a chodidel, rozvojem koordinovaných pohybových vzorců s postupným důrazem na distálnější segmenty těla. Probandi vykazovali také součinnost celé horní části těla a celkové zlepšení výkonnosti oproti kontrolní skupině.



## 5 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (v angličtině surface electromyography – EMG nebo poly-electromyography – polyEMG) snímá bioelektrické signály svalů. Podstatou elektromyografie je zaznamenávání akčních potenciálů šířících se buněčnou membránou svalového vlákna při kontrakci svalu. Signály vycházející z míchy nebo mozku jsou přenášeny do svalů pomocí motoneuronů. Když je motoneuron aktivován, dojde k synapsi na neuromuskulární juncti a změní se elektrický potenciál, známý jako akční potenciál. Obraz povrchové elektromyografie zobrazuje sumovanou aktivitu z více aktivních svalových vláken (tzv. MUAP – motor unit action potential). Při snímání svalové aktivity povrchovou elektromyografií je využíváno majoritně tzv. bipolárního snímání, tedy pomocí dvou elektrod, které jsou připevněny paralelně s průběhem svalových vláken, jedná se tedy o neinvazivní metodu měření svalové aktivity. Elektrody by měly být umístěny na střed svalového břiška (Kolářová et al., 2019, s. 78-82; McManus, De Vito, Lowery, 2020, s. 2-4).

### 5.1 Sensory trigno delsys

Bezdrátové senzory Delsys Trigno (Natic, MA, USA) mají čtyři stříbrné tyčové elektrody a integrovaný zesilovač. Tyto opakovaně použitelné senzory se připevňují přímo na kůži pomocí oboustranných hypoalergenních lepících štítků. To umožňuje rychlé a jednoduché umístění elektrod na příslušná svalová břiška. Integrované elektrody redukuje a snižují vznik artefaktů, což je právě důležité při výkonu dynamických aktivit, jako je např. chůze. Každý ze senzorů lze také použít jako tříosý akcelerometr, což umožňuje synchronně zaznamenávat signál EMG a data z inerciálního senzoru (Kugler et al., 2013, s. 5782).

### 5.2 Povrchová elektromyografie a chůze

Bylo prokázáno, že povrchová elektromyografie je účinnou neurofyziologickou technologií při analýze patologické chůze. V kombinaci s kinematickými a kinetickými metodami je užitečným nástrojem ke stanovení léčby pacientů s poruchami pohybového aparátu. Tvar rektifikovaného signálu, zprůměrovaný v průběhu několika krokových cyklů může být použit ke zjištění, zda je určitá svalová aktivita abnormální v závislosti na čase a amplitudě (Roetenberg et al., 2003, s. 109).

Analýza chůze pomocí EMG při specifických pohybech, může poskytnout více informací o výkonnosti příslušných kloubů, umožňuje také znázornit načasování a úroveň svalových aktivací v chůzi pacienta, a naopak poskytnout informaci o oslabených svalech.

Informace získané o vzorcích svalové aktivace a vlastnostech svalů, mohou poskytnout objektivní, kvantitativní metodu hodnocení svalové funkce, dále mohou poskytnout informace o pohybových vzorcích a lokální svalové únavě, což právě může být podkladem pro klinické rozhodování. Právě tyto získané informace doplněné o další vyšetření, mohou lépe charakterizovat pohyby pacienta z funkčního hlediska. Povrchová EMG se například hojně využívá u Parkinsonovy choroby k měření freezingu během chůze (Caliandro et al., 2011, s. 1477-1486; (McManus, De Vito, Lowery, 2020, s. 1-2; Papagiannis et al., 2019, s. 59-60).

## **6 Cíle a hypotézy**

### **6.1 Cíl práce**

Cílem diplomové práce je zjistit vliv observace chůze po slackline na svalovou aktivitu m. TA dx. et sin. a GM sin. et dx. u zdravých jedinců ve věku 20-29 let a zjistit vliv observace pohybu na posturální výchylky těla.

### **6.2 Dílčí cíl**

Dílčím cílem diplomové práce je zjistit, zdali existuje rozdíl v zapojení m. TA sin. et dx. a GM sin. et dx. v trénující a netrénující skupině, a zdali existuje rozdíl mezi posturálními výchylkami těla mezi tréninkovou a netrénující skupinou.

### **6.3 Hypotézy**

#### **6.3.1 Hypotéza 1**

H<sub>01</sub>: Neexistuje rozdíl v EMG aktivitě m. TA a m. GM v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.

H<sub>A1</sub>: Existuje rozdíl v EMG aktivitě m. TA a m. GM v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.

#### **6.3.2 Hypotéza 2**

H<sub>02</sub>: Neexistuje rozdíl v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.

H<sub>A2</sub>: Existuje rozdíl v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.

#### **6.3.3 Hypotéza 3**

H<sub>03</sub>: Neexistuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v EMG aktivitě m. TA a m. GM.

H<sub>A3</sub>: Existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v EMG aktivitě m. TA a m. GM.

#### **6.3.4 Hypotéza 4**

H<sub>0</sub>4: Neexistuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum.

H<sub>A</sub>4: Existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum.

## 7 Metodika

### 7.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro výběr probandů do naší diplomové práce jsme zvolily metodu záměrného výběru, kdy jsme oslovily předem vybranou skupinu lidí. Měření bylo realizováno na zdravých jedincích, studentech Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého ve věku 20-29 let. Přičemž průměrný ( $\pm$  SD) věk probandů byl 24, 3 ( $\pm$  1,6), průměrná výška 174,0 ( $\pm$  10,3) cm a průměrná hmotnost 71,8 ( $\pm$  14,3) kg. Celkem se našeho výzkumu účastnilo 19 jedinců z původních 20, kdy na jednom probandovi nedržely elektrody.

Hlavním předpokladem pro výběr těchto jedinců byla nepřítomnost závažných vrozených či získaných neurologických obtíží, nepřítomnost obtíží pohybového aparátu a absence jakýchkoli akutních bolestí, a to minimálně týden před samotným průběhem měření.

Organizace výzkumu diplomové práce probíhala v areálu Fakultní nemocnice Olomouc v Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace. Průběh našeho výzkumu k diplomové práci byl schválen pod číslem UPOL – 48880/FZV-2023 EK FZV UP 16. 2. 2023.

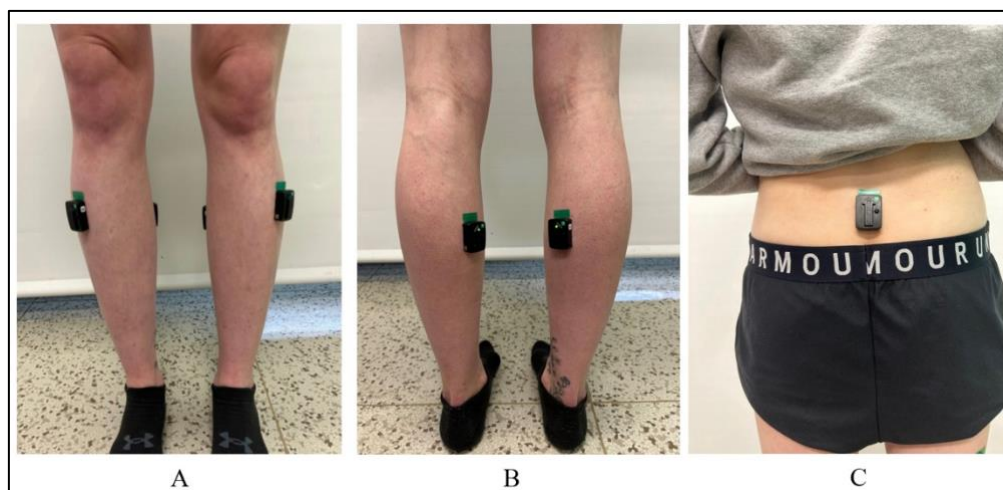
### 7.2 Popis průběhu měření

Před započítím všech měření jsme natočily dvě videa zachycující chůzi po čáře a chůzi po slackline, tato videa jsme využívaly během měření. Videa sloužila také probandům, kteří na základě randomizace sledovali tato videa po dobu 14 dní. Nicméně pro účely mé diplomové práce jsme pracovaly pouze s naměřenými daty z chůze po slackline.

Při měření svalové aktivity svalů dolních končetin jsme pracovaly se dvěma typy elektrod – první typ sloužil pro sběr elektromyografických dat a druhý typ elektrod byl určený k zaznamenání gyroskopických a akcelerometrických dat. Pracovaly jsme s elektrodami Delsys Trigno (Natic, MA, USA). Celkem jsme měřily se třinácti elektrodami. Pro moji diplomovou práci byla stěžejní data z elektrod umístěných na m. gastrocnemius med. sin. et dx., m. tibialis anterior sin. et dx. a akcelerometrická data z elektrody umístěné na os sacrum. Akcelerometrický senzor má 3 osy, přičemž v našem experimentu osa x představuje mediolaterální pohyb pánve, osa y vertikální pohyb/posun pánve a osa z anteverzní/retroverzní pohyb pánve.

### 7.2.1 Přípravná fáze

Každému probandovi byl dán před začátkem měření k podpisu Informovaný souhlas (viz Příloha 2). V tomto okamžiku bylo také vždy na základě losování randomizováno, jestli proband bude začínat chůzí po čáře nebo po slackline, a jestli po dobu 14 dní po prvním měření bude probíhat trénink sledováním videí chůze po čáře a slackline, či nikoli. Slackline, se kterou jsme měření prováděly, měla následující rozměry: šířka – 5 cm, výška – 30 cm a délka – 3 m. K tréninku byla používána ta samá videa, která byla probandům pouštěna během samotného měření. Měření byla randomizována, aby nedošlo žádným způsobem ke zkreslení měřených dat, to znamená, aby každé měření nezačínalo ve stejném sledu – např. chůzí po slackline. Randomizací se zvyšuje pravděpodobnost, že výsledky nebudou ovlivněny a zkresleny přesně stejným postupem u všech měřených probandů.



**Obrázek 3** Umístění EMG elektrod na A) m. TA, B) m. GM, C) os sacrum (zdroj: vlastní)

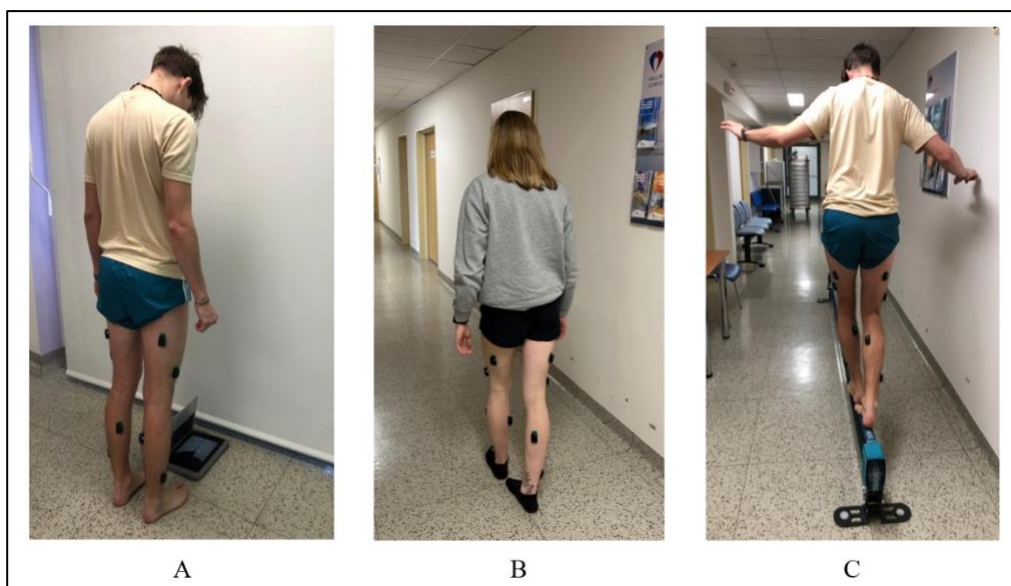
Dalším krokem bylo připevnění elektromyografických elektrod, snímající svalovou aktivitu, na dezinfekcí očištěnou a oholenou kůži (Kugler et al., 2013, s. 5782). Elektrodu bylo nutné nalepit na střed svalového břicha, které jsme si vypalpovaly v izometrické kontrakci (Hermens et al., 2000, s. 370-371). Po ozřejmění středu svalového břicha jsme probanda požádaly o uvolnění izometrické kontrakce určeného svalu, a teprve poté jsme nalepily příslušnou elektrodu. Na elektrody byly umístěny hypoalergenní lepící štítky, aby bylo minimalizováno riziko vzniku alergické reakce. V tomto okamžiku docházelo také ke spárování elektrod – po jejich zapnutí – s programem v počítači, kde se zaznamenávaly výsledky našich měření. Před začátkem vlastního průběhu měření jsme zkontrolovaly kvalitu zaznamenávaného signálu z elektrod.

## 7.2.2 Vlastní měření

Samotné měření sestávalo ze zaznamenání svalové aktivity dolních končetin v průběhu observace videa náročnějších variací chůze – chůze po čáře a slackline. Délka jednoho měření celkem nepřesáhla 45 minut. V případě nástupu únavy probanda bylo měření ihned přerušeno.

1. 1. měření: Svalová aktivita byla zachycována elektrodami nejprve v klidu, kdy proband stál a díval se do bílého plátna s otevřenými očima, a přitom si zpíval v duchu píseň „Hodně štěstí zdraví“ po dobu 30 sekund. Důvodem zpívání této písně je to, aby v mozku došlo k nastolení určitého rytmu pro měření svalové aktivity dolních končetin (Rodrigues et al., 2010, s. 744).
2. 2. měření: Poté měření pokračovalo znovu v klidu, kdy ale proband stál před bílým plátnem a koukal na před ním na zemi umístěný počítač, na kterém pozoroval video zachycující chůzi po čáře nebo slackline, také po dobu 30 sekund (Smith et al., 2019, s. 1917-1929).
3. 3. měření: A nakonec byla svalová aktivita pomocí elektromyografických senzorů zaznamenána znovu při sledování videonahrávek chůze – jako u 2. měření, ale po samotné realizaci a vyzkoušení chůze, trvala 30 sekund.

Celkem bylo tedy realizováno 8 měření u každého probanda – 4 měření pro chůzi po čáře a 4 měření pro chůzi po slackline.



**Obrázek 4** Průběh měření A) při observaci videa v klidu, B) při chůzi po čáře, C) při chůzi po slackline (zdroj: vlastní)

Měření jsme vždy opakovaly se čtrnáctidenním odstupem, kdy na základě randomizace část měřených jedinců v období mezi měřeními prováděla trénink observace chůze po čáře a slackline, a druhá část probandů nikoli. To, zda bude trénink probíhat či ne bylo randomizováno před začátkem 1. měření – a to náhodným losem, jak už bylo zmíněno výše.

Celkem jsme jednotlivá měření opakovaly s čtrnáctidenními pauzami u všech měřených probandů dvakrát – to znamená, že máme dohromady 2 sady měření, celkem od každého probanda máme 16 zaznamenaných dat (8 z prvního měření a 8 z druhého měření). Pro účely mé diplomové práce jsme zpracovávaly jen data z chůze po slackline (jak už bylo zmíněno v kapitole 7.2) – a to klidová fáze, observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.

### **7.3 Použité metody měření**

Data naměřené svalové aktivity v obraze EMG jsme zaznamenávaly v programu EMGworks Acquisition Software 4.8.0 od firmy Delsys Trigno (Natic, MA, USA). Tato naměřená data byla zaznamenávána anonymně – pomocí písmen a čísel, a sloužila jen pro účely diplomové práce. Naměřená data byla následně zpracována a analyzována v programu EMGworks Analysis Software 4.8.0 od firmy Delsys Trigno (Natic, MA, USA).

Po importování dat do programu, jsme nejdříve m. TA sin. et dx. a m. GM sin. et dx. hodnotily pomocí funkce „remove mean“ (funkce odstraní ze signálu střední hodnotu, aby v signálu nebyly záporné hodnoty). Takto vyhodnocená data svalové aktivity společně s akcelerometrickými daty os x, y, z z os sacrum (ACC os sacrum) jsme vyhodnotily funkcí „root mean square“ (algoritmus vyhlazení signálu pomocí střední kvadratické hodnoty, pomocí této funkce dojde k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu – jejich odchylka se vyhladí) s „window length“ v hodnotě 0,125 a „window overlap“ v hodnotě 0,0625 (EMGworks® 4 User's Guide, 2018). Takto vyhodnocená data jsme exportovaly do MS Excel, kde jsme vypočítaly průměrné hodnoty pro jednotlivé svaly a osy. Tato vyhodnocená data byla následně statisticky zpracována.

### **7.4 Metody statistického hodnocení**

Data byla zpracována ve statistickém programu TIBCO Statistica Ultimate Academic (13.4 EN). Byla vytvořena popisná statistika a vypočítán průměr, medián, minimální a maximální hodnota příslušných dat. Normalita naměřených dat byla ověřena pomocí Shapirova-Wilkova testu. Data nevykazovala normální rozdělení, proto byly použity neparametrické testy. Hladina statistické významnosti byla určena pro  $p \leq 0,05$ .



Pro jednotlivé testované svaly a osy akcelerometru pro první a druhé měření zvlášť byla použita Friedmanova ANOVA.

Pro porovnání naměřených dat svalové aktivity a akcelerometrických dat pro první a druhé měření ve 3 situacích (klid před observací chůze po slackline, observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu) byl použit Wilcoxonův párový test (Hypotéza 1 a 2).

Pro ověření porovnání významnosti mezi tréninkovou a netréninkovou skupinou byl použit neparametrický párový test Mann-Whitney U Test (Hypotéza 3 a 4).

## 8 Výsledky

Níže jsou uvedeny výsledky popisné statistiky (viz Tabulka 1) našich měřených probandů, kteří se účastnili našeho výzkumu. Je zde uvedený průměrný věk, výška (v cm) a hmotnost (v kg) měřených probandů, a dále minimální a maximální hodnoty těchto proměnných a medián a směrodatná odchylka.

**Tabulka 1** Popisná statistika měřených probandů

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	Medián	SD
Věk	24,3	22	29	24	1,6
Výška	174,0	156	197	173	10,3
Hmotnost	71,8	53	115	68	14,3

**Legenda:** SD – směrodatná odchylka, n – počet probandů

Níže jsou uvedeny tabulky pro testované svaly dolních končetin – m. TA a m. GM – ve sledovaných situacích při observaci chůze po slackline pro první měření (viz Tabulka 2) a pro druhé měření (viz Tabulka 3).

Sledované situace pro nás byly klid před observací chůze po slackline (KlidPředObs1/2 – pro první a druhé měření), observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu (ObsPředPohyb1/2 – pro první a druhé měření) a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu (ObsPoPohyb1/2 – pro první a druhé měření).

Naměřené hodnoty EMG aktivity svalů – v jednotkách V – jsou popsány pomocí průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima a p-hodnoty. Přičemž hladina signifikance byla stanovena pro  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 2** Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při prvním měření

Proměnná (n = 19)	Průměr	SD	Med	Min	Max	p-hodnota
m. TA dx. – KlidPředObs1	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$17 \times 10^{-6}$	0,854
m. TA dx. – ObsPředPohyb1	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$17 \times 10^{-6}$	

m. TA dx. – ObsPoPohyb1	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$1,4 \times 10^{-5}$	
m. TA sin. – KlidPředObs1	$1,8 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$	0,949
m. TA sin. – ObsPředPohyb1	$1,8 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$	
m. TA sin. – ObsPoPohyb1	$1,7 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$2,8 \times 10^{-5}$	
m. GM dx. – KlidPředObs1	$1 \times 10^{-5}$	$2 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,8 \times 10^{-5}$	0,692
m. GM dx. – ObsPředPohyb1	$1 \times 10^{-5}$	$3 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	
m. GM dx. – ObsPoPohyb1	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	
m. GM sin. - KlidPředObs1	$2,4 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$4,5 \times 10^{-5}$	0,15
m. GM sin. – ObsPředPohyb1	$2,4 \times 10^{-5}$	$6 \times 10^{-6}$	$2,3 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$4,5 \times 10^{-5}$	
m. GM sin. – ObsPoPohyb1	$2,2 \times 10^{-5}$	$7 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$2 \times 10^{-6}$	$4 \times 10^{-5}$	

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, p-hodnota – hladina signifikance, V – Volty

**Tabulka 3** Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při druhém měření

Proměnná (n = 19)	Průměr	SD	Med	Min	Max	p-hodnota
m. TA dx. - KlidPředObs2	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	0,949
m. TA dx. – ObsPředPohyb2	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	
m. TA dx. – ObsPoPohyb2	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	
m. TA sin. - KlidPředObs2	$1,8 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$	0,81
m. TA sin. – ObsPředPohyb2	$1,7 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,2 \times 10^{-5}$	$3,5 \times 10^{-5}$	
m. TA sin. – ObsPoPohyb2	$1,8 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$	
m. GM dx. - KlidPředObs2	$1 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$	0,692
m. GM dx. – ObsPředPohyb2	$1 \times 10^{-5}$	$2 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	
m. GM dx. – ObsPoPohyb2	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	
m. GM sin. - KlidPředObs2	$2,3 \times 10^{-5}$	$7 \times 10^{-6}$	$2,2 \times 10^{-5}$	$9 \times 10^{-6}$	$4,9 \times 10^{-5}$	<b>0,036</b>
m. GM sin. – ObsPředPohyb2	$2,3 \times 10^{-5}$	$6 \times 10^{-6}$	$2,2 \times 10^{-5}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$4,5 \times 10^{-5}$	
m. GM sin. – ObsPoPohyb2	$2,4 \times 10^{-5}$	$6 \times 10^{-6}$	$2,3 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$4,6 \times 10^{-5}$	

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředPohyb2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, p-hodnota – hladina signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty), V – Volty

Dále jsou uvedeny tabulky pro naměřené akcelerometrické hodnoty (osy x, y, z) z os sacrum – ve sledovaných situacích při observaci chůze po slackline pro první měření (viz Tabulka 4) a pro druhé měření (viz Tabulka 5).

Sledované situace pro nás byly stejně jako u testovaných svalů výše – klid před observací chůze po slackline (KlidPředObs1/2 – pro první a druhé měření), observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu (ObsPředPohyb1/2 – pro první a druhé měření) a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu (ObsPoPohyb1/2 – pro první a druhé měření)

Naměřené hodnoty akcelerometrických dat – v jednotkách g (hodnota normálního tíhového zrychlení) – os x, y, z jsou popsány pomocí průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima a p-hodnoty. Hladina signifikance byla určeno pro  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 4** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při prvním měření

Proměnná (n = 19)	Průměr	SD	Med	Min	Max	p-hodnota
x – KlidPředObs1	$3,962 \times 10^{-2}$	$2,916 \times 10^{-2}$	$4,079 \times 10^{-2}$	$3,78 \times 10^{-3}$	$1,134 \times 10^{-1}$	0,623
x – ObsPředPohyb1	$3,982 \times 10^{-2}$	$3,026 \times 10^{-2}$	$3,338 \times 10^{-2}$	$5,855 \times 10^{-3}$	$1,223 \times 10^{-1}$	
x – ObsPoPohyb1	$3,933 \times 10^{-2}$	$2,43 \times 10^{-2}$	$3,678 \times 10^{-2}$	$6,65 \times 10^{-3}$	$1,133 \times 10^{-1}$	
y – KlidPředObs1	$7,314 \times 10^{-1}$	$1,263 \times 10^{-1}$	$7,744 \times 10^{-1}$	$3,033 \times 10^{-1}$	$8,662 \times 10^{-1}$	0,431
y – ObsPředPohyb1	$7,197 \times 10^{-1}$	$1,281 \times 10^{-1}$	$7,724 \times 10^{-1}$	$3,82 \times 10^{-1}$	$8,479 \times 10^{-1}$	

y – ObsPoPohyb1	$7,622 \times 10^{-1}$	$9,419 \times 10^{-2}$	$3,678 \times 10^{-2}$	$6,65 \times 10^{-3}$	$9,228 \times 10^{-1}$	0,241
z – KlidPředObs1	$3,015 \times 10^{-1}$	$1,305 \times 10^{-1}$	$2,766 \times 10^{-1}$	$8,638 \times 10^{-2}$	$6,498 \times 10^{-1}$	
z – ObsPředPohyb1	$2,908 \times 10^{-1}$	$1,425 \times 10^{-1}$	$2,624 \times 10^{-1}$	$1,021 \times 10^{-1}$	$7,331 \times 10^{-1}$	
z – ObsPoPohyb1	$2,81 \times 10^{-1}$	$1,302 \times 10^{-1}$	$2,74 \times 10^{-1}$	$4,955 \times 10^{-2}$	$5,362 \times 10^{-1}$	

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, p-hodnota – hladina signifikance, g – hodnota normálního tíhového zrychlení

**Tabulka 5** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při druhém měření

Proměnná (n = 19)	Průměr	SD	Med	Min	Max	p-hodnota
x – KlidPředObs2	$3,448 \times 10^{-2}$	$2,658 \times 10^{-2}$	$3,911 \times 10^{-2}$	$4,622 \times 10^{-3}$	$8,724 \times 10^{-2}$	<b>0,022</b>
x – ObsPředPohyb2	$4,153 \times 10^{-2}$	$3,282 \times 10^{-2}$	$4,432 \times 10^{-2}$	$3,241 \times 10^{-3}$	$1,127 \times 10^{-1}$	
x – ObsPoPohyb2	$4,08 \times 10^{-2}$	$2,816 \times 10^{-2}$	$2,98 \times 10^{-2}$	$3,585 \times 10^{-3}$	$8,646 \times 10^{-1}$	
y – KlidPředObs1	$7,299 \times 10^{-1}$	$1,658 \times 10^{-1}$	$7,705 \times 10^{-1}$	$9,863 \times 10^{-2}$	$8,697 \times 10^{-1}$	<b>0,04</b>
y – ObsPředPohyb2	$7,847 \times 10^{-1}$	$8,264 \times 10^{-2}$	$8,015 \times 10^{-1}$	$5,941 \times 10^{-1}$	$9,138 \times 10^{-1}$	
y – ObsPoPohyb2	$7,677 \times 10^{-1}$	$8,304 \times 10^{-2}$	$7,898 \times 10^{-1}$	$5,644 \times 10^{-1}$	$8,684 \times 10^{-1}$	

z – KlidPředObs1	$2,667 \times 10^{-1}$	$1,383 \times 10^{-1}$	$2,345 \times 10^{-1}$	$9,067 \times 10^{-2}$	$7,156 \times 10^{-1}$	0,431
z – ObsPředPohyb2	$2,359 \times 10^{-1}$	$1,157 \times 10^{-1}$	$2,243 \times 10^{-1}$	$1,218 \times 10^{-2}$	$4,193 \times 10^{-1}$	
z – ObsPoPohyb2	$2,496 \times 10^{-1}$	$1,044 \times 10^{-1}$	$2,17 \times 10^{-1}$	$1,131 \times 10^{-1}$	$4,463 \times 10^{-1}$	

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředPohyb2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, p-hodnota – hladina signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty), g – hodnota normálního tíhového zrychlení

V následujících tabulkách (viz Tabulka 6 a 7) jsou p-hodnoty při porovnání EMG aktivity testovaných svalů v jednotlivých situacích při observaci chůze po slackline. Pro hodnocení statistické významnosti byla určena hladina  $p \leq 0,05$ , tučně jsou zvýrazněny statisticky významné hodnoty.

**Tabulka 6** p-hodnoty testovaných svalů při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při observaci chůzi po slackline při prvním měření

Proměnná	KlidPředObs1 × ObsPředPohyb1	KlidPředObs1 × ObsPoPohyb1	ObsPředPohyb1 × ObsPoPohyb1
m. TA dx.	0,717	0,872	0,748
m. TA sin.	0,936	0,778	0,872
m. GM dx.	0,573	0,469	0,398
m. GM sin.	0,314	0,053	0,147

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, p-hodnoty – hladiny signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty)

**Tabulka 7** p-hodnoty testovaných svalů při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při observaci chůzi po slackline při druhém měření

Proměnná	KlidPředObs2 × ObsPředPohyb2	KlidPředObs2 × ObsPoPohyb2	ObsPředPohyb2 × ObsPoPohyb2
m. TA dx.	0,445	0,904	0,748
m. TA sin.	0,398	0,52	0,717
m. GM dx.	0,717	0,629	0,212
m. GM sin.	0,841	0,184	<b>0,018</b>

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředPohyb2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, p-hodnoty – hladiny signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty)

V Tabulkách 8 a 9 jsou uvedeny p-hodnoty při porovnání posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum akcelerometrem v jednotlivých situacích při observaci chůze po slackline. Pro hodnocení statistické významnosti byla určena hladina  $p \leq 0,05$ , tučně jsou zvýrazněny statisticky významné hodnoty.

**Tabulka 8** p-hodnoty posturálních výchylek při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při observaci chůzi po slackline při prvním měření

Proměnná	KlidPředObs1 × ObsPředPohyb1	KlidPředObs1 × ObsPoPohyb1	ObsPředPohyb1 × ObsPoPohyb1
x	0,629	0,546	0,841
y	0,601	0,277	0,445
z	0,126	0,159	0,748

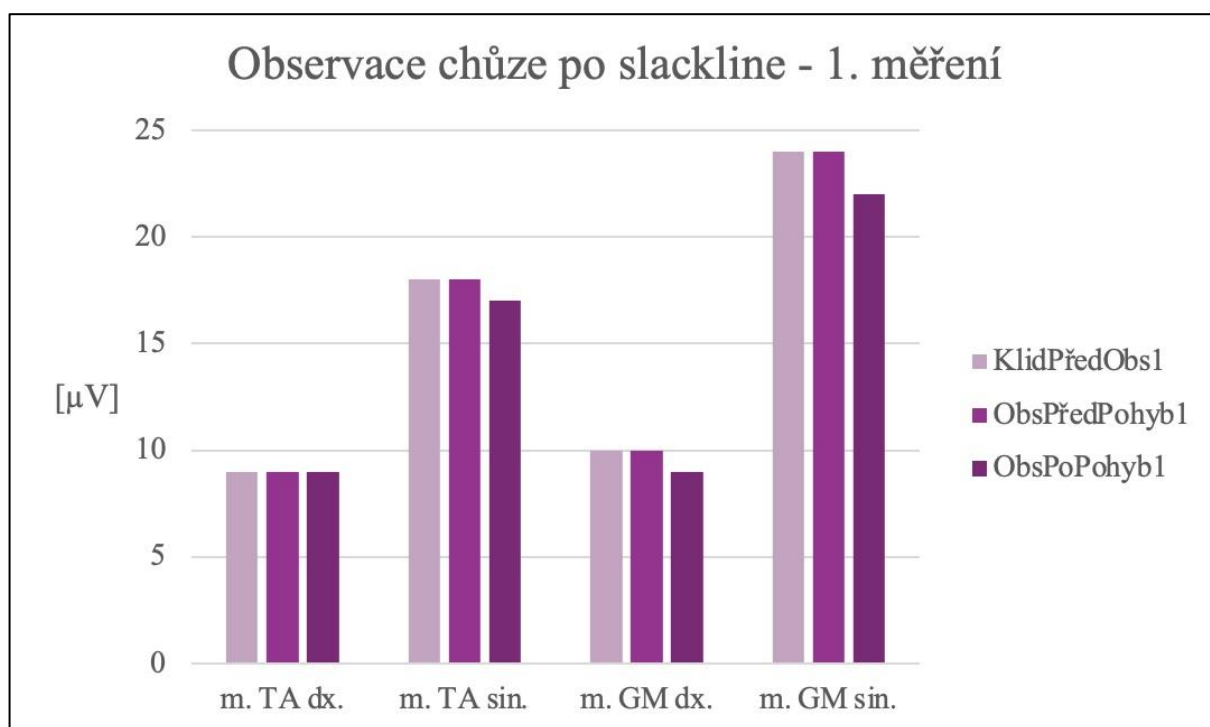
**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, p-hodnoty – hladiny signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty)



**Tabulka 9** p-hodnoty posturálních výchylek při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při observaci chůze po slackline při druhém měření

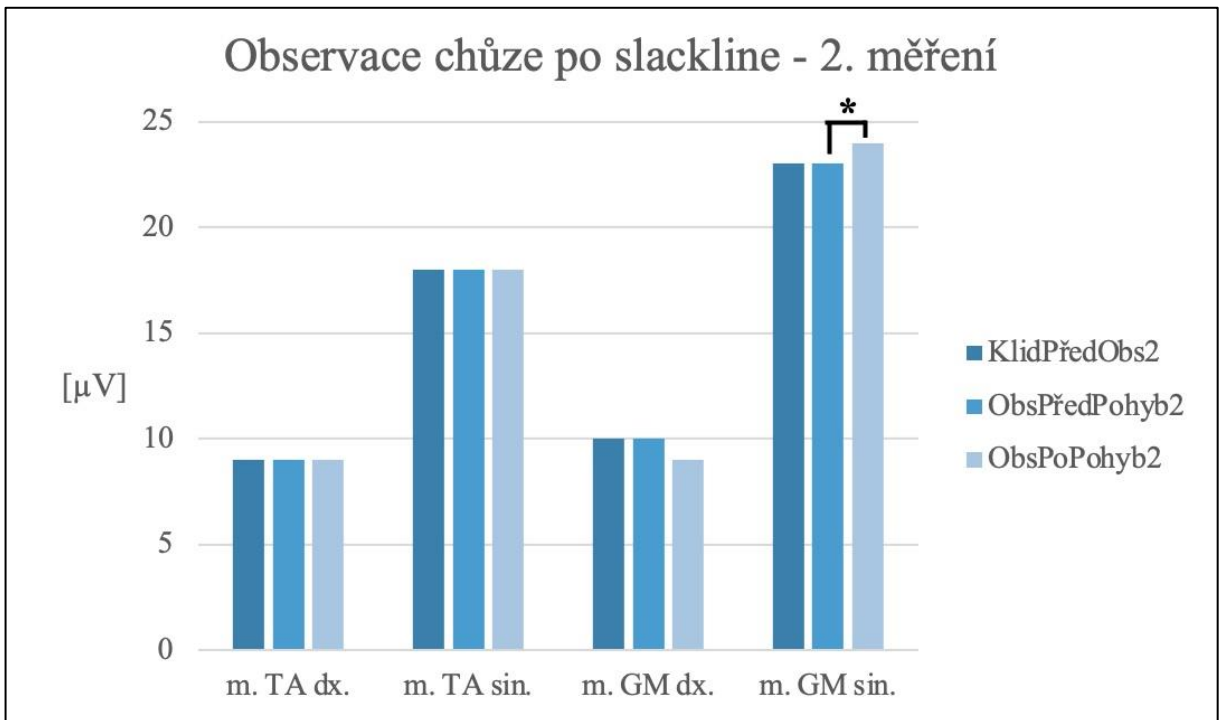
Proměnná	KlidPředObs2 × ObsPředPohyb2	KlidPředObs2 × ObsPoPohyb2	ObsPředPohyb2 × ObsPoPohyb2
x	<b>0,03</b>	<b>0,024</b>	0,421
y	<b>0,036</b>	0,227	<b>0,013</b>
z	0,398	0,748	0,184

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředObs2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, p-hodnoty – hladiny signifikance (tučně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty)



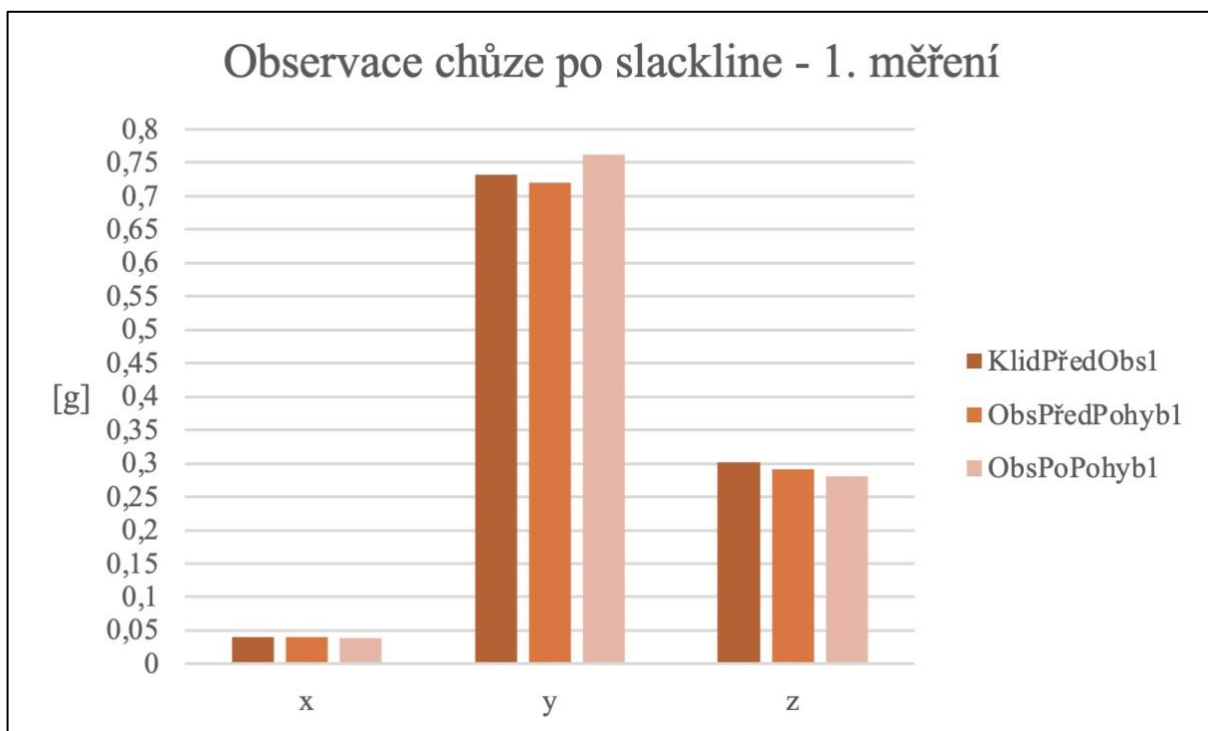
**Obrázek 5** Svalová aktivita m. TA a m. GM bilat. během jednotlivých měřených situací při 1. měření

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, µV – mikrovolt



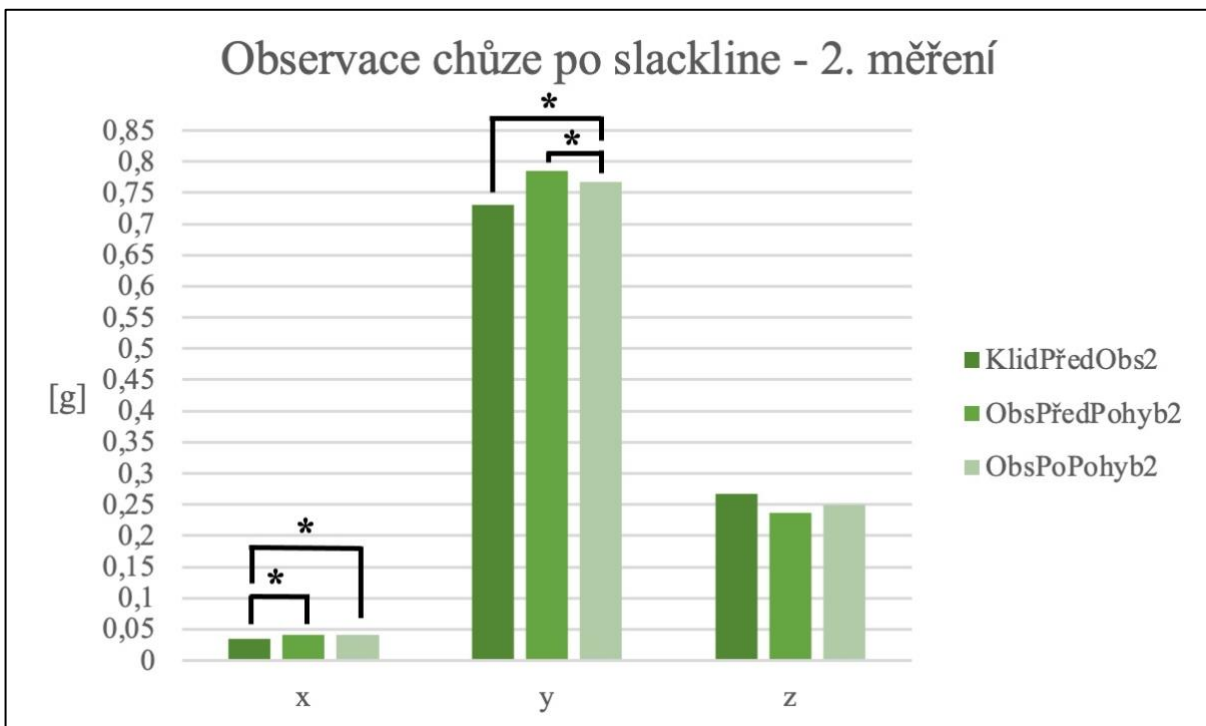
**Obrázek 6** Svalová aktivita m. TA a m. GM bolat. během jednotlivých měřených situací při 2. měření

Legenda: m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředPohyb2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, µV – mikrovolty



**Obrázek 7** Posturální výchylky z os sacrum během jednotlivých měřených situací při 1. měření

Legenda: x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs1 – klidový stav, ObsPředPohyb1 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb1 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, g – hodnota normálního tíhového zrychlení



**Obrázek 8** Posturální výchylky z os sacrum během jednotlivých měřených situací při 2. měření

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs2 – klidový stav, ObsPředPohyb2 – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb2 – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, g – hodnota normálního tíhového zrychlení

V následujících tabulkách jsou uvedeny EMG hodnoty měřených svalů – m. TA a m. GM – ve sledovaných situacích po 2. měření při observaci chůze po slackline u trénující (Tabulka 10) a netrénující skupiny (Tabulka 11).

Sledované situace pro nás byly klid před observací chůze po slackline (KlidPředObs) observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu (ObsPředPohyb) a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu (ObsPoPohyb).

Naměřené hodnoty EMG aktivity svalů – v jednotkách  $\mu\text{V}$  – jsou popsány pomocí průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima.

**Tabulka 10** Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs, ObsPředPohyb a ObsPoPohyb u trénující skupiny

Proměnná (n = 9)	Průměr	SD	Med	Min	Max
m. TA dx. - KlidPředObs	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$
m. TA sin. - KlidPředObs	$1,7 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - KlidPředObs	$1 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - KlidPředObs	$2,1 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$9 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-5}$
m. TA dx. - ObsPředPohyb	$8 \times 10^{-6}$	0	$8 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$
m. TA sin. - ObsPředPohyb	$1,7 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - ObsPředPohyb	$9 \times 10^{-6}$	$1 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - ObsPředPohyb	$2,2 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$2,2 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$2,2 \times 10^{-5}$
m. TA dx. - ObsPoPohyb	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,3 \times 10^{-5}$
m. TA sin. - ObsPoPohyb	$1,7 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - ObsPoPohyb	$9 \times 10^{-6}$	$1 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,1 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - ObsPoPohyb	$2,2 \times 10^{-5}$	$1 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$2,4 \times 10^{-5}$

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, V – Volty

**Tabulka 11** Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs, ObsPředPohyb a ObsPoPohyb u netrénující skupiny

Proměnná (n = 10)	Průměr	SD	Med	Min	Max
m. TA dx. - KlidPředObs	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$
m. TA sin. - KlidPředObs	$1,8 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-6}$	$1,8 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - KlidPředObs	$1 \times 10^{-5}$	$4 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - KlidPředObs	$2,5 \times 10^{-5}$	$8 \times 10^{-6}$	$2,2 \times 10^{-5}$	$2 \times 10^{-5}$	$4,9 \times 10^{-5}$
m. TA dx. - ObsPředPohyb	$9 \times 10^{-6}$	$3 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$
m. TA sin. - ObsPředPohyb	$1,8 \times 10^{-5}$	$6 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$1,2 \times 10^{-5}$	$3,5 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - ObsPředPohyb	$1 \times 10^{-5}$	$3 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - ObsPředPohyb	$2,4 \times 10^{-5}$	$8 \times 10^{-6}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$4,5 \times 10^{-5}$
m. TA dx. - ObsPoPohyb	$9 \times 10^{-6}$	$2 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$7 \times 10^{-6}$	$1,6 \times 10^{-5}$
m. TA sin. - ObsPoPohyb	$2 \times 10^{-5}$	$7 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$
m. GM dx. - ObsPoPohyb	$1 \times 10^{-5}$	$3 \times 10^{-6}$	$9 \times 10^{-6}$	$8 \times 10^{-6}$	$1,7 \times 10^{-5}$
m. GM sin. - ObsPoPohyb	$2,5 \times 10^{-5}$	$7 \times 10^{-6}$	$2,4 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$4,6 \times 10^{-5}$

**Legenda:** m. TA – musculus tibialis anterior, m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekcí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, V – Volty

Další dvě tabulky jsou pro naměřené akcelerometrické hodnoty (osy x, y, z) z os sacrum – ve sledovaných situacích po 2. měření při observaci chůze po slackline u trénující (Tabulka 12) a netrénující skupiny (Tabulka 13).

Sledované situace pro nás byly stejně jako u testovaných svalů – klid před observací chůze po slackline (KlidPředObs), observace chůze po slackline před reálnou exekcí

pohybu (ObsPředPohyb) a observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu (ObsPoPohyb).

Naměřené hodnoty akcelerometrických dat – v jednotkách g (hodnota normálního tíhového zrychlení) – os x, y, z jsou popsány pomocí průměru, směrodatné odchylky, mediánu, minima a maxima.

**Tabulka 12** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs, ObsPředPohyb, ObsPoPohyb u trénující skupiny

Proměnná T (n = 9)	Průměr	SD	Med	Min	Max
x – KlidPředObs	$3,626 \times 10^{-2}$	$2,673 \times 10^{-2}$	$3,925 \times 10^{-2}$	$5,279 \times 10^{-3}$	$8,724 \times 10^{-2}$
y – KlidPředObs	$6,681 \times 10^{-1}$	$2,231 \times 10^{-1}$	$7,143 \times 10^{-1}$	$9,863 \times 10^{-2}$	$8,356 \times 10^{-1}$
z – KlidPředObs	$3,365 \times 10^{-1}$	$1,677 \times 10^{-1}$	$2,675 \times 10^{-1}$	$1,555 \times 10^{-1}$	$7,156 \times 10^{-1}$
x – ObsPředPohyb	$4,042 \times 10^{-2}$	$2,986 \times 10^{-2}$	$4,436 \times 10^{-2}$	$3,451 \times 10^{-3}$	$8,979 \times 10^{-2}$
y – ObsPředPohyb	$7,501 \times 10^{-1}$	$9,262 \times 10^{-2}$	$7,886 \times 10^{-1}$	$5,941 \times 10^{-1}$	$8,351 \times 10^{-1}$
z – ObsPředPohyb	$3,02 \times 10^{-1}$	$1,035 \times 10^{-1}$	$2,995 \times 10^{-1}$	$1,608 \times 10^{-1}$	$4,193 \times 10^{-1}$
x – ObsPoPohyb	$4,034 \times 10^{-2}$	$2,418 \times 10^{-2}$	$4,492 \times 10^{-2}$	$8,539 \times 10^{-3}$	$8,282 \times 10^{-2}$
y – ObsPoPohyb	$7,329 \times 10^{-1}$	$9,905 \times 10^{-2}$	$7,533 \times 10^{-1}$	$5,644 \times 10^{-1}$	$8,295 \times 10^{-1}$
z – ObsPoPohyb	$3,085 \times 10^{-1}$	$1,067 \times 10^{-1}$	$2,979 \times 10^{-1}$	$1,869 \times 10^{-1}$	$4,463 \times 10^{-1}$

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, g – hodnota normálního tíhového zrychlení

**Tabulka 13** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs, ObsPředPohyb, ObsPoPohyb u netrénující skupiny

Proměnná N (n = 10)	Průměr	SD	Med	Min	Max
x – KlidPředObs	$3,288 \times 10^{-2}$	$2,778 \times 10^{-2}$	$2,191 \times 10^{-2}$	$4,622 \times 10^{-3}$	$8,4 \times 10^{-2}$
y – KlidPředObs	$7,855 \times 10^{-1}$	$5,864 \times 10^{-2}$	$7,961 \times 10^{-1}$	$7,046 \times 10^{-1}$	$8,697 \times 10^{-1}$
z – KlidPředObs	$2,04 \times 10^{-1}$	$6,346 \times 10^{-2}$	$2,055 \times 10^{-1}$	$9,067 \times 10^{-2}$	$3,271 \times 10^{-1}$
x – ObsPředPohyb	$4,252 \times 10^{-2}$	$3,688 \times 10^{-2}$	$3,206 \times 10^{-2}$	$3,241 \times 10^{-3}$	$1,127 \times 10^{-1}$
y – ObsPředPohyb	$8,158 \times 10^{-1}$	$6,134 \times 10^{-2}$	$8,273 \times 10^{-1}$	$7,217 \times 10^{-1}$	$9,138 \times 10^{-1}$
z – ObsPředPohyb	$1,756 \times 10^{-1}$	$9,339 \times 10^{-2}$	$1,833 \times 10^{-1}$	$1,218 \times 10^{-2}$	$3,072 \times 10^{-1}$
x – ObsPoPohyb	$4,122 \times 10^{-2}$	$3,264 \times 10^{-2}$	$2,76 \times 10^{-2}$	$3,585 \times 10^{-3}$	$8,648 \times 10^{-2}$
y – ObsPoPohyb	$7,989 \times 10^{-1}$	$5,27 \times 10^{-2}$	$8,117 \times 10^{-1}$	$7,168 \times 10^{-1}$	$8,648 \times 10^{-1}$
z – ObsPoPohyb	$1,966 \times 10^{-1}$	$7,128 \times 10^{-2}$	$1,688 \times 10^{-1}$	$1,131 \times 10^{-1}$	$3,312 \times 10^{-1}$

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka, Med – medián, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, g – hodnota normálního tíhového zrychlení

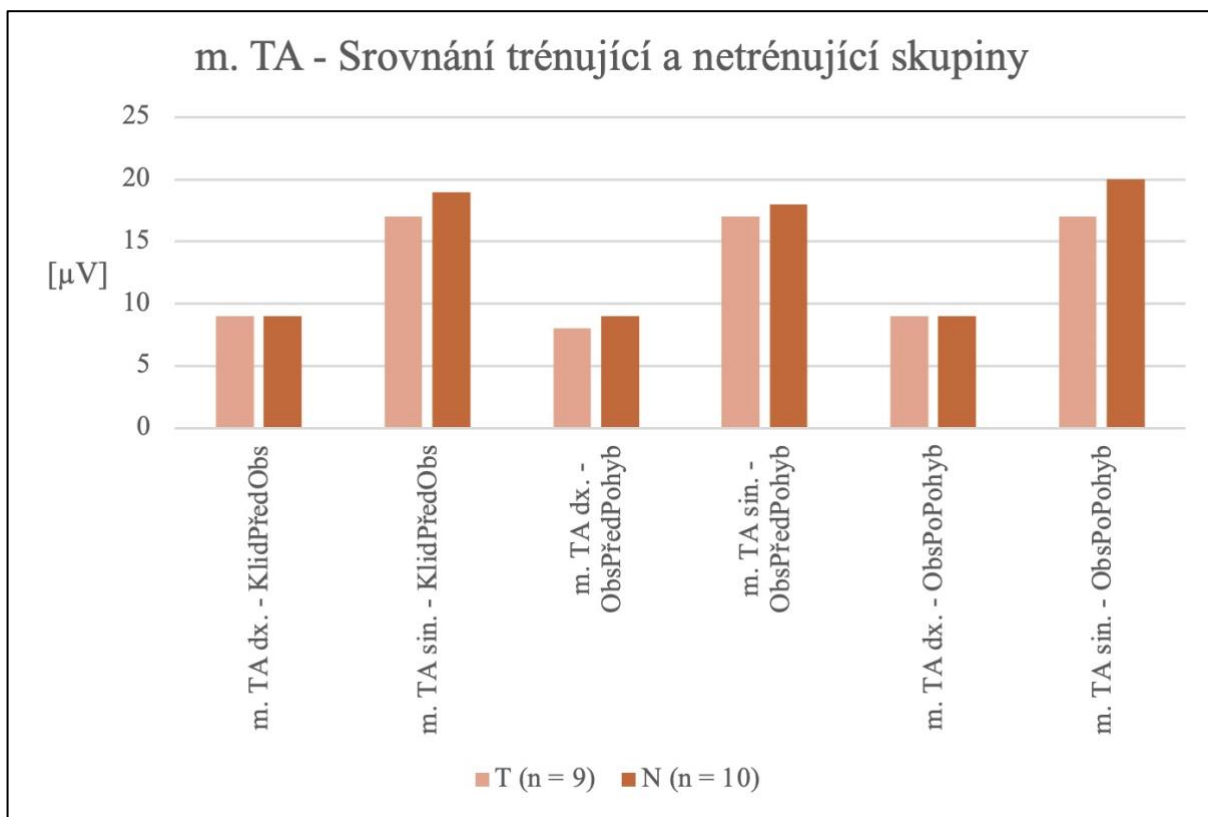
V následujících odstavcích jsou okomentovány výsledky p-hodnot EMG aktivity testovaných svalů a akcelerometrických dat os x, y, z při porovnání trénující a netrénující skupiny. Pro hodnocení statistické významnosti byla určena hladina  $p \leq 0,05$ .

Výsledky p-hodnot testovaných svalů (m. TA dx. et sin., m. GM dx. et sin.) při porovnávání jednotlivých situací – KlidPředObs (klidový stav), ObsPředPohyb (observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu) a ObsPoPohyb (observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu) – mezi trénující a netrénující skupinou při observaci chůze po slackline neprokázaly statistickou významnost.

Výsledky p-hodnot akcelerometrických dat (osa x, y, z) při porovnávání jednotlivých situací – KlidPředObs (klidový stav), ObsPředPohyb (observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu) a ObsPoPohyb (observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu) – mezi trénující a netrénující skupinou při observaci chůze po slackline prokázaly

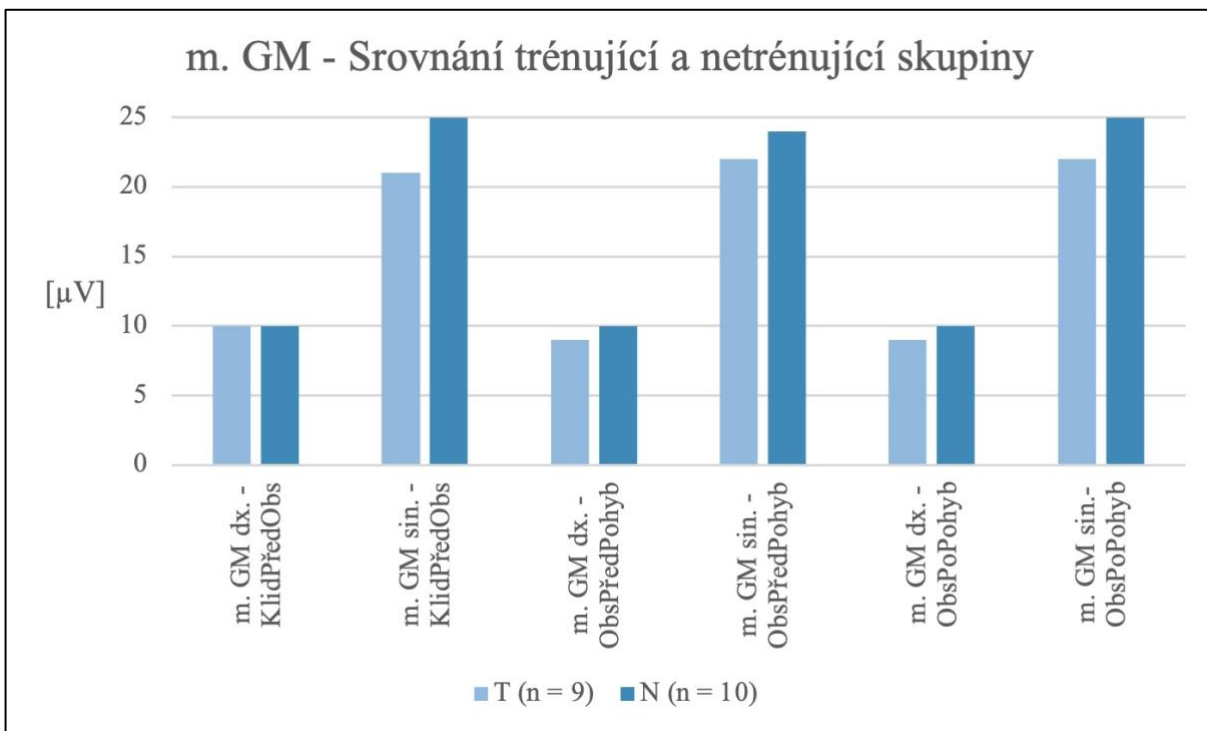


statistickou významnost u osy z v situaci KlidPředObs ( $p = 0,017$ ), ObsPředPohyb ( $p = 0,028$ ) a ObsPoPohyb ( $p = 0,017$ ). Ostatní výsledky u osy x a y vyšly nesignifikantně.



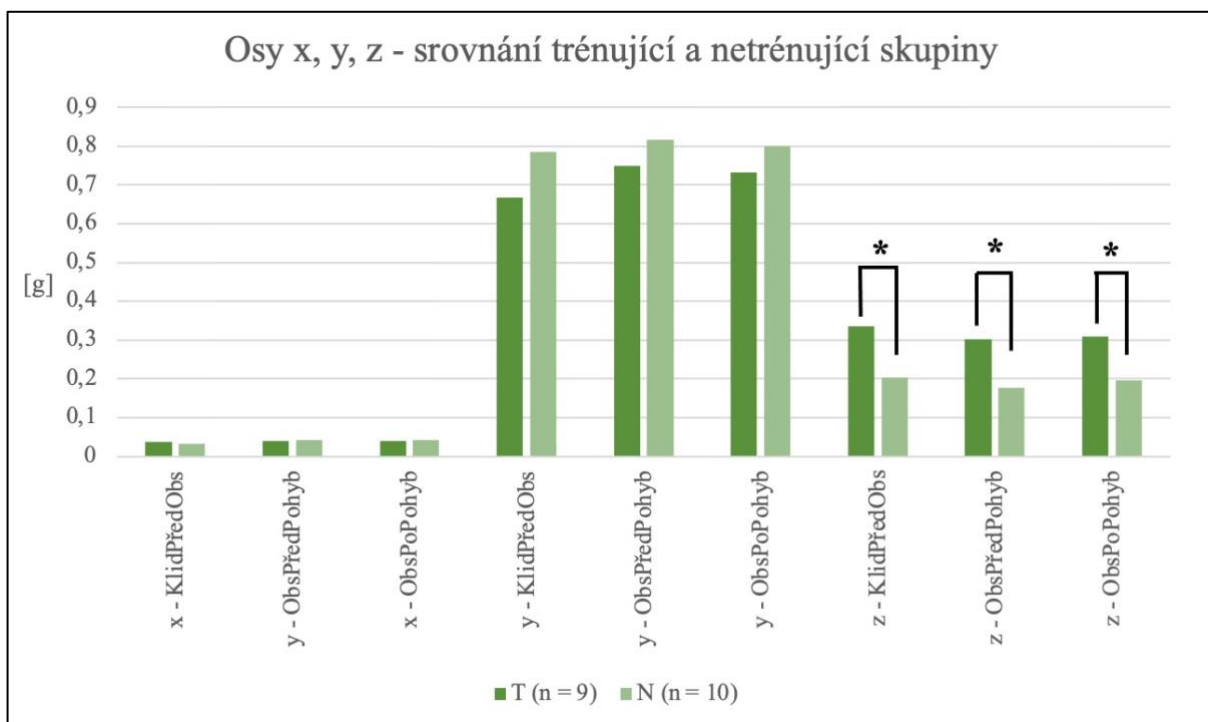
**Obrázek 9** Srovnání svalové aktivity m. TA bilat. u trénující (T) a netrénující (N) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací

Legenda: m. TA – musculus tibialis anterior, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu,  $\mu V$  – mikrovolty, T – trénující skupina ( $n = 9$ ), N – netrénující skupina ( $n = 10$ )



**Obrázek 10** Srovnání svalové aktivity m. GM bilat. u trénující (T) a netrénující (T) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací

Legenda: m. GM – musculus gastrocnemius medialis, dx. – dextra, sin. – sinistra, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, µV – mikrovolyty, T – trénující skupina (n = 9), N – netrénující skupina (n = 10)



**Obrázek 11** Srovnání posturálních výchylek z os sacrum os x, y, z u trénující (T) a netrénující (N) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací

**Legenda:** x – osa akcelerometru, y – osa akcelerometru, z – osa akcelerometru, KlidPředObs – klidový stav, ObsPředPohyb – observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu, ObsPoPohyb – observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu, g – hodnota normálního tíhového zrychlení, T – trénující skupina (n = 9), N – netrénující skupina (n = 10)

## 8.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H<sub>01</sub>**: „*Neexistuje rozdíl v EMG aktivitě m. TA a m. GM v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.*“ **zamítáme** pro m. GM sin. ( $p = 0,018$ ) pro situaci ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2 pro druhé měření. A **nelze zamítnout** pro m. GM dx., m. TA dx a m. TA sin. pro žádnou z testovaných situací a m. GM sin. pro žádnou ze zbylých testovaných situací.

Hypotézu **H<sub>A1</sub>**: „*Existuje rozdíl v EMG aktivitě m. TA a m. GM v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.*“ **zamítáme** pro m. GM sin v situaci pro první měření a pro situace KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 a KlidPředObs2 s ObsPoPohyb2, pro m. GM dx., m. TA dx. a m. TA sin. pro všechny testované situace. **Nelze zamítnout** pro m. GM sin. pro situaci ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2 pro druhé měření ( $p = 0,018$ ).

Hypotézu **H<sub>02</sub>**: „*Neexistuje rozdíl v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.*“ **zamítáme** pro osu x pro situace při druhém měření pro KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 ( $p = 0,03$ ) a pro KlidPředObs2 s ObsPoPohyb2 ( $p = 0,024$ ), pro osu y pro situace při druhém měření pro KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 ( $p = 0,036$ ) a pro ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2 ( $p = 0,013$ ). **Nelze zamítnout** pro osu x pro všechny situace při prvním měření a při druhém měření pro všechny situace kromě KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 a pro KlidPředPohyb2 s ObsPoPohyb2, pro osu y pro všechny situace pro první měření a všechny situace pro druhé měření mimo KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 a ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2, pro osu z pro všechny situace při prvním a druhém měření.

Hypotézu **H<sub>A2</sub>**: „*Existuje rozdíl v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu.*“ **zamítáme** pro osu x pro všechny situace při prvním měření a při druhém měření pro všechny situace kromě KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 a pro KlidPředPohyb2 s ObsPoPohyb2, pro osu y pro všechny situace pro první měření a všechny situace pro druhé měření mimo KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 a ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2, pro osu z pro všechny situace při prvním a druhém měření. **Nelze zamítnout** pro osu x pro situaci KlidPředObs2 s ObsPředPohyb2 ( $p = 0,03$ ) a pro KlidPředPohyb2 s ObsPoPohyb2 ( $p = 0,024$ ), pro osu y pro situaci KlidPředPohyb2 s ObsPředPohyb2 ( $p = 0,036$ ) a pro situaci ObsPředPohyb2 s ObsPoPohyb2 ( $p = 0,013$ ).

Hypotézu **H<sub>03</sub>**: „*Neexistuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v EMG aktivitě m. TA a m. GM.*“ **nelze zamítnou** pro žádný z testovaných svalů ve všech měřených situacích.

Hypotézu **H<sub>A3</sub>**: „*Existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v EMG aktivitě m. TA a m. GM.*“ **zamítáme** pro všechny testované svaly ve všech měřených situacích.

Hypotézu **H<sub>04</sub>**: „*Neexistuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum.*“ **zamítáme** pro osu z pro všechny měřené situace. **Nelze zamítnout** pro osu x a y pro všechny měřené situace.

Hypotézu **H<sub>A4</sub>**: „*Existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum.*“ **zamítáme** pro osu x a y pro všechny měřené situace. **Nelze zamítnout** pro osu z pro všechny měřené situace.

## 9 Diskuse

### 9.1 Svalová aktivita při observaci pohybu

V mnoha studiích bylo prokázáno, že observace pohybu, mentální stimulace a reálné provedení pohybu mají částečně společný nervový základ. Dochází ke zvýšené excitabilitě kortikospinálních motorických drah, které inervují svaly zapojené do provádění určitého pohybu – tento jev je označen jako tzv. motorická rezonance (Lacourse et al., 2005, s. 505-519; Maeda, Kleiner-Fisman, Pascual-Leone, 2002, s. 1329-1335; McCormick, Causer a Holmes, 2012, s. 83-88; Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169-192; Watkins, Strafella a Paus, 2003, s. 989-994). V hypotéze číslo 1 jsme chtěly zjistit, zdali existuje rozdíl v EMG aktivitě m. TA a m. GM v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline a při observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu. Observace pohybu sdílí nejen podobné zapojení mozkových oblastí jako při reálné exekuci pohybu, ale může také usnadnit výkon pohybu. Pozorování cíleně zaměřených činností stimuluje mentální rekonstrukci pozorovaných pohybů a usnadňuje jejich napodobování (Sarasso et al., 2015). Maeda, Kleiner-Fisman, Pascual-Leone, 2002 (s. 1331-1333) ukázali, že při observaci pohybu byla facilitace kortikospinálních drah větší při observaci biologického pohybu – tedy reálných pohybů, než při observaci nebiologického – umělého pohybu, to je v souladu i s výsledky studie dle Pelfrey et al. (2003, s. 6821-6824), kteří přišli dle svých výsledků na to samé. Observace videa golfového švihů výrazně facilitovalo motorické evokované potenciály oproti výchozímu stavu (D'Innocenzo, Nowicky a Bishop, 2020, s. 6). Právě výsledky studie D'Innocenzo, Nowicky a Bishop (2020, s. 8) poukázaly na to, že observace dynamické akce usnadňuje motorickou rezonanci ve větší míře. Při motorické rezonanci právě observované akce aktivují příslušné reprezentace v CNS těchto akcí u pozorovatele, tyto reprezentace může pak jedinec využívat k různým sociálně-kognitivním procesům, včetně napodobování, chápání záměrů a tzv. pozorovacímu učení (Mukamel et al., 2010, s. 750-756; Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169-192).

Výsledky naší první hypotézy prokázaly signifikanci u m. GM sin. ( $p = 0,036$ ) v porovnání EMG aktivity při observaci chůze po slackline před a po reálné exekuci pohybu při druhém měření ( $p = 0,018$ ). Právě u m. GM sin. při druhém měření došlo v situaci observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu k nárůstu průměrné svalové aktivity. Můžeme předpokládat, že po reálné exekuci pohybu právě při observaci videa chůze po slackline dochází současně k motorické imaginaci, jelikož si už měření probandí sami

vyzkoušeli předváděnou činnost, kterou observovali na videu – tedy chůzi po slackline. Lze tedy předpokládat, že proto dochází k naboru motorických jednotek mnohem rychleji a efektivněji, než tomu bylo před reálnou exekucí chůze po slackline. Dalším podporujícím faktorem je to, že šlo o druhé měření po čtrnáctidenní pauze, tudíž mohlo ovlivňovat toto měření motorické učení. Nicméně uvažujeme-li vliv motorického učení, z hlediska rychlejšího a efektivnějšího naboru motorických jednotek, mělo by spíše dojít k poklesu EMG aktivity. Což podporuje Kolářová et al. (2023) zabývající se představou chůze a jejím vlivem na aktivitu dolních končetin s ohledem na držení těla a předchozí zkušenosti s chůzí. Jejich studie prokázala signifikantní pokles svalové aktivity m. TA dx. v porovnání situací před a po provedení pohybu v poloze vsedě ( $p = 0,008$ ) a ve stoje ( $p = 0,01$ ). U m. TA sin. se EMG aktivita snížila v poloze vsedě ( $p = 0,009$ ). Jejich výsledky tedy naznačují tomu, že předchozí zkušenost s reálným provedením chůze a polohou vsedě potencuje snížení svalové aktivity m. TA během motorické představy chůze. Tyto výsledky korelují i s našimi výsledky, kdy po reálné exekuci pohybu při observaci chůze po slackline došlo k poklesu EMG aktivity u m. GM sin. a m. TA sin. při prvním experimentálním měření. Nicméně ke zvýšení svalové aktivity a svalové síly po sedmítýdenním tréninku po využití motorické imaginace pohybu došlo také ve studii dle Zijdwind et al. (2003), jako v našem případě u m. GM sin. po druhém měření v porovnání situací před a po reálné chůzi po slackline. Dalším důvodem, proč naše průměrná EMG hodnota u m. GM sin. při druhém měření při porovnání observace chůze po slackline před a po reálné exekuci pohybu stoupla oproti ostatním situacím při druhém měření, může být to, že chůze po slackline je poměrně motoricky náročná aktivita (Mildren et al., 2018; Sozzi et al., 2013), která vyžaduje oproti například aktivitě házení šipek mnohem větší soustředění a jsou zde větší nároky na posturální aktivitu a reaktivitu jedince, nicméně není jasné, proč tomu tak bylo pouze u m. GM sin. Právě ve studii dle Smith et al. (2019, s. 1923-1927) naopak svalová aktivita po observaci pohybu klesla.

Dále můžeme předpokládat, že svalová aktivita se v našem experimentu po observaci pohybu zvýšila z důvodu vyšší excitability a aktivace motoneuronů, může také docházet ke zvýšení motivace jedince k provedení akce (Guillot et al., 2012, s. 1-18), což vede ke zvýšené aktivaci svalů. Dalším z důvodů, proč dochází po observaci pohybu ke zvýšené svalové aktivitě, může být zlepšení zpětné vazby – observace činnosti může zlepšit zpětnou vazbu mezi mozkiem a svaly, a to vede k účinnější aktivaci svalů během pohybu. Jedním z dalších aspektů, které hraje roli v míře aktivace a zapojení svalů je motorické učení – jak

už bylo zmíněno – při opakovaném nácviku observované činnosti jedinci získávají lepší dovednosti a koordinaci (Fadiga et al., 1995, s. 2608-2611; Guillot et al., 2012, s. 1-18).

Ke zkoumání vlivu observace na svalovou aktivitu bylo již vytvořeno v minulých letech několik diplomových prací. Například Habermannová (2014), zjišťující vliv observace a představy pohybu na aktivitu svalů paretické horní končetiny vyšly signifikantní výsledky v porovnání situací „prostý pohyb ruky k ústům“ se situací „pohyb ruky k ústům se současnou představou napití se ze sklenice“ u svalů m. biceps brachii ( $p = 0,02$ ) a m. extenzor digitorum ( $p = 0,03$ ). Dále jí vyšly signifikantní hodnoty v porovnání situací „prostý pohyb ruky k ústům“ se situací „pohyb ruky k ústům se současnou představou a observací napití se ze sklenice“ u svalů m. trapezius ( $p = 0,02$ ), m. deltoideus ( $p = 0,005$ ), m. biceps brachii ( $p = 0,005$ ) a m. extenzor digitorum ( $p = 0,005$ ). A v porovnání situací „pohyb ruky k ústům se současnou představou napití se ze sklenice“ s „pohyb ruky k ústům se současnou představou a observací napití se ze sklenice“. Ve své práci se dále zabývala tím, jestli se svalová aktivita horní končetiny u zdravých jedinců liší při porovnání prostého pohybu k ústům a při pohybu ruky k ústům se současnou observací pohybu napití se ze sklenice, zde jí vyšly signifikantní hodnoty u svalů m. trapezius ( $p = 0,04$ ) a m. extenzor digitorum ( $p = 0,02$ ). Dále Kryptová (2015) přišla na signifikantní výsledky při měření rozdílu svalové aktivity paretické končetiny u pacientů po CMP v klidu ve výchozí poloze a při čisté observaci, kdy vyšly výsledky u m. triceps brachii na hladině  $p < 0,05$ . Dále jí také vyšly signifikantní výsledky u hypotézy, kde chtěla zjistit, zdali existuje rozdíl mezi svalovou aktivitou paretické končetiny při pohybu ruky k ústům a svalovou aktivitou paretické končetiny při pohybu s observací. V jejím experimentu jí vyšly statisticky významně následující svaly: m. deltoideus po terapii ( $p = 0,047$ ), m. biceps brachii před terapií ( $p = 0,013$ ) a po terapii ( $p = 0,037$ ), m. flexor digitorum po terapii ( $p = 0,013$ ).

Alaerts et al. (2010, s. 1146-1150) svými výsledky ukázali, že amplitudy MEP zaznamenané ze svalů ruky a předloktí observujícího jedince byly modulovány hmotností observovaného předmětu – pozorování jedince zvedajícího těžký předmět vyvolalo větší amplitudy MEP než když byl předmět lehký. Naopak pokles svalové aktivity při observaci pohybu může být způsoben zvýšením neuronální účinnosti – stejný pohyb dokáže mozek provést s menší svalovou námahou, adaptací CNS, který optimalizuje motorické dráhy a omezuje zbytečnou aktivaci svalů, a ty vyžadují k provedení pohybu menší svalovou aktivitu, s čímž se pojí i předcházení únavy, a umožní tak svalům šetřit energii pro



efektivnější provedení pohybu (Bakker et al., 2008, s. 998-1008; Ferraye et al., 2014, s. 1-10).

Dalším důvodem, proč nedojde ke zvýšení svalové aktivity po observaci pohybu může být to, že ačkoli má pozorující jedinec spontánní tendenci k imitaci pozorovaného pohybu, bylo dokázáno, že většina pozorovaných akcí není imitována, což naznačuje, že inhibiční mechanismy brání motorickým výstupům, protože nutkavá imitace pohybu je velmi náročná na spotřebu energie. A inhibice imitačních tendencí je důležitá pro případ posturální nerovnováhy (Baldissera et al., 2001; Brass, Zysset a Von Cramon, 2001; Tia et al., 2011).

Ve studii dle Mulder, De Vries a Zijlstra (2005, s. 347), kdy testovali vliv observace pohybu při provádění dřepů se současným zvedáním dvou činek, a jejich design studie byl podobný našemu experimentu. V této studii chtěli zjistit, zdali při observaci pohybu vykazují EMG hodnoty m. vastus medialis (m. v. med.) a m. RF vyšší hodnoty oproti klidové kontrolní situaci nebo oproti reálné exekuci pohybu, přičemž testovány byly 2 skupiny – „zkušení jedinci“ – často prováděli dřepy a „amatéři/nováčky“. Jejich výsledky neprokázaly žádné signifikantní p-hodnoty při porovnání žádných z měřených situací. Nicméně mezi skupinou „zkušených“ a „nováčků“ byly při observaci videa rozdílné hodnoty průměrné EMG aktivity měřených svalů, u m. v. med byla průměrná EMG aktivita 1,86 microvoltů u „zkušené skupiny“ a 1,48 microvoltů u „nováčků“, u m. RF 2,91 microvoltů u „zkušené skupiny“ a 1,8 microvoltů u „nováčků“. Z těchto výsledků můžeme předpokládat, že právě zkušenější skupina zapojovala motorické jednotky měřených svalů mnohem rychleji a efektivněji, jelikož vykazovaly vyšší hodnoty v EMG aktivitě (Mulder, De Vries a Zijlstra, 2005).

U našich ostatních měřených svalů v porovnání situací observace chůze po slackline před a po reálné exekuci pohybu nedosáhly výsledky signifikantních hodnot, nicméně u m. GM sin. při prvním měření došlo k poklesu svalové aktivity v porovnání těchto situací ( $p = 0,053$ ), stejně tak u m. TA sin., a u m. GM dx. při prvním i druhém měření došlo také k poklesu svalové aktivity. Můžeme tedy u těchto svalů pozorovat určitý trend poklesu svalové aktivity po reálné exekuci pohybu. Při porovnání ostatních situací – klid před observací chůze po slackline ve srovnání s observací chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu a s observací chůze po slackline po reálné exekuci pohybu u všech měřených svalů nám nevyšly žádné signifikantní hodnoty. Podobně jako v mé diplomové práci, tak Kaneko et al. (2022, s. 7-18) ve své studii, testovali účinky observace pohybu a motorické imaginace chůze na excitabilitu kortikospinálních a spinálních motorických neuronů, měřili EMG

aktivitu z m. TA a m. soleus (m. SOL). Jejich výsledky EMG aktivity, porovnávající klidovou fázi před měřením a observaci pohybu chůze se současnou imaginací chůze, nevyšly signifikantně, kdy pro m. TA  $p = 0,605$  a pro m. SOL  $p = 0,071$ , svalová aktivita ale klesla po observaci pohybu chůze se současnou imaginací chůze oproti klidové fázi.

Nicméně v mnoha studiích bylo prokázáno, že observace chůze, motorická imaginace, či jejich vzájemná kombinace má pozitivní vliv na zlepšení chůze u pacientů po CMP (Bang et al., 2013, s. 1118-1125; Dickstein, Dunsky a Marcovitz, 2004, s. 1167-1177) nebo u pacientů s PN (Caligiore et al., 2017, s. 210-222). Jedním z důvodů, proč nám nevyšlo více signifikantních hodnot může být to, že v ostatních studiích byly prováděny terapie observací 10-20 minut několikrát v týdnu opakovaně po dobu více než měsíce (Caligiore et al., 2017, s. 210-222; Sarasso et al., 2021, s. 4) a my jsme v našem experimentu prováděly dvě sady (opakovaná) měření po 20 minutách s čtrnáctidenním rozestupem, důvodem nesignifikantních změn může být tedy nedostatečná intenzita tréninku observace videí.

Zvýšení svalové aktivity po observaci chůze po slackline po reálné exekuci pohybu je v rozporu s výsledky většiny studií, které prokazují spíše snižování svalové aktivity při observaci pohybu. Nicméně studie jsou často zaměřené na jednodušší pohyby než – jako v našem případě na chůzi po slackline. Chůze po slackline je mnohem motoricky náročnější úkon, a proto může docházet ke specifickým individuálním výchylkám mezi měřeními jedinci, jak je diskutováno v kapitole o interindividuálních rozdílech při observaci pohybu (str. 70).

## **9.2 Observace a imaginace pohybu**

Představa (imaginace) (v angličtině „motor imagery (MI)“) pohybu je úzce provázána s observací pohybu, vyvolává aktivitu v oblastech mozkové kůry, které se normálně aktivují při opravdovém vykonávání pohybu. Jelikož je imaginace pohybu typem kognitivního tréninku stejně jako observace pohybu, mají proto podobný mechanismus účinku. V mém experimentu docházelo do určité míry, dle mého názoru, ke kombinaci motorické imaginace a motorické observace díky tomu, že probandi nejprve observovali chůzi po slackline na videu, poté si vyzkoušeli chůzi po slackline, a následně znovu observovali chůzi po slackline. Právě reálná exekuce pohybu přispěla poté při observaci chůze po slackline k současné imaginaci výkonu chůze po slackline a „promítáním si“ svých vlastních zkušeností získaných při vyzkoušení si pohybu.

Mnoho studií (Bang et al., 2013; Caligiore et al., 2017; Marusic et al., 2018; Sarasso et al., 2021) observaci s imaginací kombinují právě s fyzickým cvičením. Imaginace pohybu je definována jako dynamický proces mentálního tréninku motorického úkonu bez zjevného pohybu těla. Existují rozdíly ve způsobu, jakým motorická imaginace a observace pohybu facilitují motorické učení, tyto rozdíly jsou patrné i v případě vzorců aktivace mozku a reakcí na krátkodobou imobilizaci (Bassolino et al., 2014, 3268-3273; Neuper et al., 2005, s. 668-674). Během imaginace pohybu jsou stimulovány oblasti související s motorickým vnímáním, premotorická kůra a dolní parietální lalok. Imaginace s provedením pohybu se stává kognitivní léčbou volby, která doplňuje rehabilitaci, protože je funkčně rovnocenná reálným pohybům. Neboť představované a reálně prováděné činnosti se řídí stejnými biomechanickými podmínkami a mají podobné neuromuskulární a kognitivní mechanismy.

Ehrson, Geyer a Naito (2003, s. 3310-3314) prokázali, že představy pohybů prstů, jazyka a palce u nohy aktivují somatotopicky uspořádané oblasti primární motorické kůry systematickým způsobem. To znamená, že představa pohybu prstů aktivuje příslušnou motorickou oblast prstů v mozku, představa pohybu palce u nohy aktivuje příslušné motorické oblasti nohou v zadní části kontralaterální suplementární motorické oblasti a kontralaterální primární motorické kůry, a nakonec představy pohybu jazyka aktivují oblast jazyka v primární motorické kůře. V mnoha studiích bylo navrženo, že imaginace pohybu podporuje adaptivní neuroplastický proces, který by mohl ovlivnit motorický nábor a synchronizaci motorických jednotek na periferní úrovni. Představa pohybu vykazuje také podobné záznamy na elektroencefalografii (EEG) jako při exekuci onoho pohybu. Imaginace pohybu se může v rehabilitaci využít nejen u neurologických pacientů, ale i u pacientů po ortopedických operacích – trénink založený na imaginaci pohybu může obnovit motorickou reprezentaci chůze a urychlit tak průběh rehabilitace (Allami et al., 2007, s. 105; Ferrer-peña et al., 2021, s. 705; Kashif et al., 2022, s. 2-3; Zapparoli et al., 2020, s. 1). Dle Zapparoli et al. (2020, s. 6-7) rehabilitace doplněná tréninkem imaginace pohybů může u pacientů po nedávno provedené implantaci TEP v akutní fázi po operaci urychlit proces rehabilitace. V akutní fázi po operaci mohou omezení (např. pooperační imobilizace nebo snížená svalová síla) a zvýšená vnímaná bolest zpomalovat probíhající rehabilitaci. Proto imaginace pohybu může v této fázi dlouhodobě zlepšit svalovou aktivaci, chůzi a předcházet vzniku pádů, a přispět tak k rychlejší rekonvalescenci po operaci.

Gatti et al. (2013) porovnávali účinnost observace činnosti a motorické imaginace při učení komplexního motorického úkolu. Probandi v observující skupině předčili imaginující

skupinu, takže autoři dospěli k závěru, že observace pohybu může být vhodnější pro učení nové motorické dovednosti, alespoň v počátečních fázích, kdy jedinci ještě činnost neznají a observace jim poskytuje větší porozumění činnosti. Na druhou stranu Gatti et al. (2013) připouštějí, že skupina provádějící imaginaci v pozdějších fázích učení mohla „dohnat“ observující skupinu. Nicméně výsledky studie dle Wright, Williams a Holmes (2014, s. 5-8) ukázaly, že kombinace observace pohybu a motorické imaginace jednoduchých pohybů ukazováku vedly k větší amplitudě motorických evokovaných potenciálů (MEP) v m. flexor digitorum indicis než byly zaznamenány z kontrolních pozorování, kde docházelo pouze k observaci pohybu na videu bez motorické imaginace tohoto pohybu. Změny amplitudy MEP představují modulaci kortikospinální excitability (Naish, 2014, s. 331-348; Nielsen, 2003, s. 1-16; Rothwell, 1977, s. 113-122). Tyto poznatky podporují i Smith et al. (2019, s. 10), kdy výsledky jejich studie poukazují na to, že kombinace observace pohybu a imaginace pohybu má významný vliv na motorickou kontrolu, protože k efektivnímu provedení úkolu házení šipek bylo na EMG zapotřebí nižších hodnot aktivace svalů, což by mohlo být podpořeno náborem menšího počtu motorických jednotek (MJ).

### **9.3 Observace pohybu a dual-task trénink**

V rehabilitaci dochází také ke kombinaci observace pohybu s dual-task tréninkem, kdy tento přístup zlepšil v jedné studii kognitivní schopnosti u pacientů s PN (Caligiore et al., 2019). V mém experimentu jsme využívaly observaci pohybu v kombinaci s reálnou exekucí pohybu, která byla vložena mezi observacemi. Probandi po první observaci videa chůze po slackline šli sami chodit po slackline, a poté vykonávali znovu observaci chůze po slackline. Můžeme předpokládat, že při reálné exekuci pohybu (po první observaci) docházelo u probandů k určitému typu dual-task tréninku, kdy si při chůzi po slackline zároveň představovali demonstrovanou chůzi po slackline na videu, a tím byla pak ovlivněna i následující observace.

Dual-task vyžaduje, aby byly současně prováděny dva úkony, které jsou si navzájem rušivým elementem – jedná se např. o kognitivní úkol zároveň s motorickým úkolem. Tímto způsobem se podporuje kognitivní úkol, kdy se jedinec musí soustředit na úkol plnění motorického úkolu (Pashler, 1994, s. 220-244; Woollacott a Shumway-cook, 2002, s. 1-13). Právě Caligiore et al. (2019, s. 5-8) dle svých výsledků studie navrhují, že používání observace pohybu spolu s duálním úkolem může pomoci trénovat systémy mozku podporující výkonné funkce prostřednictvím dvou mechanismů, a to – stimulace stanovování cílů v systému zrcadlových neuronů při observaci činnosti a udržování trvalých

cílů prostřednictvím podnětů dual-tasku. Právě tímto procesem může dojít ke zlepšení kognitivních funkcí u pacientů s PN. V této studii dle Caligiore et al. (2019) zjistili statisticky významné zlepšení mezi výchozím stavem a měřením po experimentu kombinací observace pohybu s dual-task tréninkem u testů krátkodobé ( $p = 0,002$ ) a dlouhodobé paměti ( $p = 0,008$ ) u testovaných pacientů s PN (Caligiore et al., 2019, s. 5-6).

#### **9.4 Aktivita mozku při observaci pohybu**

Stejně jako měření EMG aktivity při observaci pohybu, bylo také v mnoha studiích zkoumáno zapojení mozkových oblastí a jejich aktivace při této kognitivní činnosti, jelikož CNS přímo ovlivňuje aktivaci příslušných svalů při observaci pohybu, neboť dochází k facilitaci primární motorické kůry (Alaerts et al., 2009). Jak už bylo zmíněno, observace pohybu je alternativní forma motorické stimulace fungující právě prostřednictvím systému zrcadlových neuronů umístěných v mozku. Bylo zjištěno, že kombinace observace pohybu a fyzického tréninku observovaných činností má pozitivní vliv na motorické oblasti mozku po CMP (Tani et al., 2018, s. 7). Neurozobrazovací studie (Buccino et al., 2018; Ertelt et al., 2007; Sgandurra et al., 2020) naznačily, že zlepšení motorických dovedností u pacientů absolvujících observaci v kombinaci s reálnou exekucí pohybu je spojeno s větším zapojením motorických oblastí mozku, což odráží reorganizaci motorických okruhů podporujících postižené funkce. Bylo prokázáno, že při observaci pohybu rovnovážných úkonů jsou aktivní stejné oblasti mozku jako při jejich výkonu (Taube et al., 2015). Ve studii dle Gatti et al. (2015, s. 446-447) snímající aktivitu mozku pomocí funkční MRI při observaci pohybu každodenních činností v kombinaci s pasivní mobilizací pravé ruky u zdravých jedinců, byl po 2 týdnech tréninku pozorován nárůst objemu šedé kůry v parietálním laloku bilaterálně, předního a zadního cingula bílé hmoty mozečku vpravo, také došlo ke snížení objemu šedé hmoty v suplementární motorické oblasti vpravo oproti kontrolní skupině, která sledovala videa krajiny. Dále Ertelt et al. (2007) udává, že observující skupina ve srovnání s kontrolní skupinou vykazovala významný nárůst mozkových aktivací v bilaterálním ventrálním premotorickém kortexu, bilaterálním horním temporálním gyru a doplňkové motorické oblasti.

#### **9.5 Vliv interindividuálních rozdílů při observaci pohybu**

Při observaci pohybu jiné osoby, či videa, na kterém tato osoba předvádí určitou činnost je zapotřebí koordinace našich vlastních pohybů a motorických dovedností s pohyby pozorované osoby. Právě tato koordinace vyžaduje schopnost „načítat“ pohyb a předvídat,

co za pohyby se chystá performující osoba udělat (Blakemore a Frith, 2005, s. 260-267; Flanagan a Johansson, 2003, s. 769-771). Interindividuální rozdíly jsou přítomny u všech jedinců, jelikož v našem experimentu probandí observovali náročnější variaci chůze – chůzi po slackline, lze předpokládat, že každý z nich disponuje rozdílnou schopností pozorovat a „načítat“ pozorovaný pohyb. Strategie posturálních činností je ovlivněna úrovní zdatnosti jedince v observované činnosti, budeme-li se bavit o chůzi na slackline, jakožto náročnější variaci chůze, můžeme uvažovat jedince, kteří po slackline nikdy nechodili, dále jedince, kteří už někdy chůzi po slackline zkoušeli a poté experty, kteří mají četné zkušenosti s touto náročnou variantou chůze (Singh, Iqbal a White, 2020; Wrzeciono, 2021). Vizuální zpracování činností druhých osob je podporováno senzomotorickými mozkovými aktivacemi. Jelikož má lidský pohybový aparát svou přirozenou redundanci – což můžeme vnímat tak, že každý jedinec má svůj vlastní styl pohybu – lze to nazývat jako tzv. individuální motorický podpis, a právě tato skutečnost interindividuální variability jedinců může ovlivnit výsledky experimentů, což se mohlo stát i při tom našem. Velké množství stupňů volnosti, které jsou při reálné exekuci pohybu k dispozici naznačuje, že k dosažení stejného pohybového cíle lze využít různé konfigurace kloubů i variabilní časoprostorové vzorce svalové aktivity (D'Ausilio, Bartoli a Maffongelli, 2015, s. 91-103; Hilt et al., 2017, s. 104-118; Hilt et al., 2020, s. 3310-3311; Kilner, 2011, s. 252-357). Pomocí tzv. kortikospinální excitability bylo prokázáno, že nábor motorických jednotek během observace pohybu kopíruje časoprostorovou posloupnost motorických příkazů realizovaných aktérem videa (Naish et al., 2014, s. 338-345). Při observaci druhých lidí si vytváříme senzomotorické předpovědi na základě toho, co vidíme, a to vztahujeme k motorickým engramům svých vlastních individuálních motorických podpisů (Hilt et al., 2020, s. 3311).

## **9.6 Posturální výchyly**

Při tréninku chůze bylo v jedné z prvních studií na toto téma prokázáno zlepšení reakcí na rovnováhu a zlepšení chůze u starších osob, které se pohybovali v průběhu aktivity poté, co si svůj pohyb nejprve představovali, kdy v této studii využili tedy metodu imaginace pohybu, jakožto typ kognitivního tréninku (Linden et al., 1989, s. 155-169). Posturální kontrola je důležitá nejen pro mnoho ADL aktivit, ale i pro lokomoci a při sportovních aktivitách (Taube et al., 2014, s. 1). Stanovením druhé hypotézy jsme chtěly zjistit, jestli existuje rozdíl v míře posturálních výchylek z os sacrum v klidovém stavu, při observaci chůze po slackline před a po reálné exekuci pohybu.

Výsledky hypotézy 2 prokázaly při druhém měření signifikantní hodnoty u osy x v situaci „klid před observací pohybu“ v porovnání s „observací pohybu před reálnou exekucí pohybu“, kdy došlo k nárůstu hodnot posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum ( $p = 0,03$ ), a dále v situaci „klid před observací pohybu“ v porovnání „s observací po reálné exekuci pohybu“, kdy došlo také k nárůstu posturálních výchylek z os sacrum ( $p = 0,024$ ). Lemos, Rodrigues a Vargas (2014, s. 101-105) ve své studii tvrdí, že observace pohybu a motorická imaginace prováděná ve vzpřímeném stoji podporuje zvýšení posturálních výchylek, a to bez změn amplitud EMG hodnot u lýtkových svalů (konkrétně u m. gastrocnemius lateralis), tato tvrzení podporují naše výsledky. Nicméně důvodem, který mohl přispět k našim signifikantním výsledkům u osy x, mohla být skutečnost, že právě obě signifikantní hodnoty vyšly v situacích „observace před reálnou exekucí pohybu“ a „observace po reálné exekuci pohybu“ v porovnání s měřením v klidové fázi, kdy probandi koukali do bílého plátna, tedy přímo před sebe bez flexe krční páteře. Oproti tomu v situaci při „observaci pohybu před i po reálné exekuci pohybu“ koukali probandi na před nimi umístěný na zemi počítač a měli tak flexi v krční páteři. Dalším aspektem je také to, že při předklonu hlavy se změnila poloha těžiště hlavy (COM) a může tak docházet k větším a rozdílným posturálním výchylkám oproti situaci při měření v klidu s napřímenou krční páteří. Tyto rozdíly mohly tedy přispět k signifikantním hodnotám našich výsledků.

Dále nám vyšly signifikantní hodnoty při druhém měření u osy y v situacích „klid před observací pohybu“ v porovnání s „observací před reálnou exekucí pohybu“, kdy došlo k nárůstu hodnot posturálních výchylek ( $p = 0,036$ ) a v situaci „observace před reálnou exekucí pohybu“ v porovnání s „observací po reálné exekuci pohybu“ jsme zaznamenaly naopak pokles hodnot posturálních výchylek ( $p = 0,013$ ). Gatti et al. (2019, s. 4-7) prokázali, že observace pohybu s reálnou exekucí má vliv na zlepšení rovnováhy u zdravých osob. Výsledky jejich studie vyšly signifikantně snížením amplitud posturálních výchylek ( $p = 0,04$ ) při porovnání observující skupiny vykonávající zároveň i pozorovaný pohyb oproti kontrolní skupině, která neprováděla observaci. Osa y, jak už bylo zmíněno, představuje vertikální posuny pánve. Důvodem, proč vyšly signifikantní výsledky v porovnání klidové situace s „observací před reálným provedením pohybu“ může mít stejné opodstatnění jako u osy x – jak bylo popsáno výše. Nicméně signifikantní výsledek v porovnání „observace před provedením reálného pohybu“ v porovnání s „observací po provedení reálného pohybu“ nemohl být ovlivněn rozdílnou polohou krční páteře, protože u těchto dvou situací koukali probandi na video na zemi umístěný počítač. Navíc došlo k poklesu posturálních výchylek

v situaci po provedení pohybu a tento výsledek by mohly podporovat výsledky studie dle Gatti et al. (2019), kteří prokázali zlepšení rovnováhy, a tedy poklesu posturálních výchylek po observaci pohybu.

Naše signifikantní p-hodnoty, které vyšly v porovnání s klidovou situací by podporovaly předpoklad, že k signifikanci mohla přispět rozdílná poloha hlavy v jednotlivých situacích měření – jak už bylo zmíněno výše, a proto by bylo vhodné zvážit tuto skutečnost při budoucím měření. V porovnání situací „observace před a po reálné exekuci pohybu“ můžeme dále předpokládat, že po reálné exekuci pohybu již měli probandi osobní zkušenost s chůzí po slackline a při observaci videa napodobovali pohyby chůze po slackline těmito posturálními výchylkami. Což je v souladu s výsledky studie dle Stins et al. (2015, s. 81) – vezmeme-li v potaz motorickou imaginaci – které naznačují, že během kinestetické motorické představy účastníci částečně „napodobovali“ (aktivovali) představované pohyby, což vedlo k neúmyslně vyvolaným posturálním výchylkám. Dále bylo prokázáno, že observace jiných osob vykazující posturální výchylky může ovlivnit současné a budoucí posturální úkoly, kdy mají observující subjekty tendenci napodobovat tyto posturální výchylky observované osoby a vyhnout se přílišnému kolísání a případně pádu (Patel, 2017, s. 116). Tomu by naznačovaly i výsledky studie dle Taube et al. (2014, s. 1-8), kdy její účastníci po dobu 4 týdnů pozorovali videa herce, který prováděl balanční cvičení. Po tom, co byli účastníci požádáni, aby provedli balanční úkol na nestabilní plošině, použili stejné techniky, které observovali a snížili tak své posturální kolísání při úkolu. Tato studie dle Taube et al. (2014) jako první ukázala, že nefyzický trénink nejenže podporuje motorické učení stabilních posturálních úloh, ale zlepšuje i výkon vysoce variabilních a nepředvídatelných rovnovážných úkonů. Tia et al. (2011, s. 3-7) ve své studii poukázali na to, že jedinci po pozorování gymnasty balancujícího na provaze na videu vykazovali na silové plošině vyšší posturální výchylky oproti měření ve výchozím stavu v anterioposteriorním směru ( $p = 0,001$ ), což v našem experimentu představuje osa z akcelerometru.

Hamel a Lajoie (2005, s. 225) ve své studii zaměřenou na motorickou imaginaci přišli na to, že jedinci, kteří si po dobu 6 týdnů představovali – dle instrukcí „vzpřímený a stabilní stoj na silové plošině“, vykazovali po měření na silové plošině větší stabilitu a menší posturální výchylky v anterioposteriorním směru ( $p < 0,001$ ). U těchto jedinců došlo tedy ke zlepšení posturální kontroly. Stejně tak Patel et al. (2015) zjistili, že poté, co účastníci studie pozorovali jinou osobu, jak se kymácí na saních, které zrychlovaly po lineární dráze,



pozorovatel vytvořil kompenzační posturální reakci úměrnou velikosti observovaného pohybu. Nicméně tento předpoklad, že probandi v situaci „observace po reálné exekuci pohybu“ napodobovali posturální výchylky z observovaného videa nelze potvrdit, neboť v našem videu, které bylo probandům pouštěno nejsou přítomny velké posturální výchylky. Je možné se tedy spíše přiklánět k možnosti, že probandi už měli osobní – motorickou zkušenost s chůzí po slackline, a navíc signifikance se potvrdila po druhém měření, mohlo tedy určitým způsobem sehrát vliv motorické učení. Tomuto našemu předpokladu by nasvědčovaly i výsledky studie dle Tettamanti et al. (2015), kteří ve své studii kombinovali observaci pohybu s reálnou exekucí a zjišťovali efekt třítydenního tréninku na posturální výchylky – měřené silovými plošinami – u zdravých jedinců. Zjistili, že nižší posturální výchylky vykazovala právě skupina kombinující observaci s reálnou exekucí pohybu oproti kontrolní skupině při stožení na jedné noze s otevřenými očima ( $p = 0,03$ ) a při stožení se zavřenými očima ( $p = 0,05$ ). U osy z nám nevyšly žádné signifikantní hodnoty v rozdílech situací při druhém měření. Stejně tak při prvním měření nevyšly žádné výsledky z os x, y, z statisticky významně.

Floor-westerdijk et al. (2012, s. 2080) se ve své studii zabývali přesností měření inerciálního senzoru umístěného na osu sacrum ve sledování změn COM za podmínek běžné chůze. Svoje výsledky porovnávali s konvenční metodou segmentální analýzy. Jejich výsledky ukázaly, že přesnost měření inerciálním senzorem byla střední v mediolaterálním směru a v anterioposteriorním směru a vysoká ve vertikálním směru (Floor-westerdijk et al., 2012, s. 2083-2084). Naše výsledky vyšly signifikantní právě v mediolaterálním směru (osa x) a vertikálním směru (osa y), můžeme tedy předpokládat, že tyto výsledky jsou spolehlivé. Vysokou přesnost ve vertikálním směru lze vysvětlit nízkým vlivem rotace pánve a pohybů trupu v reakci na vertikální posun (Floor-westerdijk et al., 2012, s. 2083-2084). V další studii dle Baganè et al. (2014, s. 7-13) se zabývali spolehlivostí jediného inerciálního zařízení připevněného na osu sacrum při měření kinematiky pánve při chůzi. Byly hodnoceny výstupní signály tříosého gyroskopu, které byly zpracovány pro odhad prostorové orientace pánve v sagitální, frontální a transversální rovině a porovnány s úhly, které poskytl stereofotogrammetrický systém. Dle jejich výsledků se prokázalo, že inerciální senzory jsou spolehlivou metodou k měření kinematiky pánve během chůze. Jako výhodu považují při použití inerciálních senzorů Baganè et al. (2014, s. 13) její jednodušší a levnější používání, navíc senzory mohou poskytnout spolehlivou zpětnou vazbu v reálném čase během klinického testování.

Kim et al. (2019, s. 2-8) testovali pacienty s jednostrannou vestibulární hypofunkcí v tandemovém stoji pomocí inerciálních senzorů umístěných na hlavě, trupu, pánvi a na malleolus lat. bilat. Chtěli zjistit, zdali použití inerciálních senzorů dokáže poskytnout kvantifikaci pohybu abnormální posturální kontroly a chůzi u pacientů s touto diagnózou. Jejich výsledky prokázaly, že inerciální senzory jsou vhodným nástrojem k hodnocení posturální in/stability a chůze u pacientů s vestibulárními poruchami. Tulipani et al. (2018, s. 25-29) chtěli ověřit systém inerciálních senzorů porovnáním kinematických dat zaznamenaných z dolních končetin a bederní páteře současně pomocí systémů kamer, zatímco 10 probandů provádělo funkční úkoly. Dle výsledků jim vyšlo, že inerciální senzor nadhodnocoval flexi bederní páteře ve srovnání se systémem pohybové kamery, což naznačuje tomu, že naše hodnocené směry pohybů pánve, hlavně pak anterioposteriorní směr (osa z), mohly být do určité míry zkresleny. Tulipani et al. (2018, s. 29) tvrdí dle jejich výsledků, že inerciální senzory dokážou měřit úhlové posuny v rozmezí do 5 stupňů oproti systému pohybových kamer, který vykazuje velkou přesnost.

## **9.7 Vliv motorického tréninku observací na svalovou aktivitu**

Opakovaná observace pohybu moduluje tvorbu motorických vzpomínek, což má za výsledek změny související s motorickým učením v motorickém systému pozorovatele. Tímto způsobem může dojít díky observaci k podpoření motorického učení, kdy samozřejmě velkou roli v procesu motorického učení hrají individuální rozdíly v kortikální funkci a struktuře jedinců, a také somatosenzorické schopnosti jednotlivců (D'innocenzo, Nowicky a Bishop, 2020; McGregor, Cashaback a Gribble, 2018; McGregor a Gribble, 2017; Stefan et al., 2005).

Hypotézou 3 jsme chtěly zjistit, zdali existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v EMG aktivitě m. TA a m. GM. Lze předpokládat, že motorické učení usnadňuje observací chůzi po slackline. Dřívější experimenty ukazují, že pozorování opakovaných pohybů palce vede k vytvoření kinematicky specifické paměťové stopy pozorovaných pohybů v motorické kůře (Stefan et al., 2005, s. 939-946). Neurofyziologický základ těchto zjištění podpořili ve své studii Behrendt, Wagner a De Lussanet (2013, s. 343-348), kteří prokázali, že zdravé osoby pozorující chůzi jiné osoby si vytvářejí mentální reprezentaci observované chůze, kterou současně reprodukuje v EMG záznamech na dolních končetinách.

Výsledky naší 3. hypotézy neprokázaly žádnou signifikanci, rozdíl mezi trénující a netrénující skupinou nebyl tedy signifikantní pro jednotlivé měřené svaly. Dokonce

naměřené průměrné hodnoty EMG měly velmi podobný trend, nejvíce se hodnoty mezi skupinami lišily u m. GM sin. v situaci „klid před observací pohybu“, kdy u trénující skupiny byla průměrná EMG aktivita  $2,1 \times 10^{-5}$  mikrovoltů a u netrénující  $2,5 \times 10^{-5}$  mikrovoltů, dále u m. GM dx. v situaci „observace před reálnou exekucí pohybu“ a v situaci „observace po reálné exekuci pohybu“ byly totožné hodnoty u trénující skupiny, kdy byla průměrná EMG aktivita  $9 \times 10^{-5}$  mikrovoltů a u netrénující skupiny  $1 \times 10^{-5}$  mikrovoltů. Ačkoli nám nevyšla žádná statisticky významná p-hodnota, trénující skupina měla hodnoty průměrné EMG aktivity nižší než netrénující skupina, a to by nasvědčovalo o fungujícím efektivnějším motorickém učení z důvodu tréninku observací videí po dobu 14 dní u našich probandů (D'innocenzo, Nowicky a Bishop, 2020; McGregor, Cashaback a Gribble, 2018; McGregor a Gribble, 2017).

## 9.8 Vliv motorického učení observací na posturální výchylky

Hypotézou 4 jsme chtěly zjistit, zdali existuje rozdíl u trénující a netrénující skupiny v míře posturálních výchylek zaznamenaných z os sacrum. Výsledky 4. hypotézy ukázaly, že trénující skupina u osy z (anterioposteriorní pohyb) měla průměrné hodnoty vyšší než netrénující skupina. Vyšly statisticky významné hodnoty osy z ve všech měřených situacích – „klid před observací pohybu“ ( $p = 0,017$ ), „observace před reálnou exekucí pohybu“ ( $p = 0,028$ ) a „observace po reálné exekuci pohybu“ ( $p = 0,017$ ). Čemuž odpovídají výsledky studie dle Patel et al. (2017) a Lemos, Rodrigues a Vargas (2014), kteří tvrdí, že observace prováděná ve vzpřímeném stoji podporuje zvýšení posturálních výchylek. U os x a y nám nevyšly žádné statisticky významné hodnoty, nicméně u osy y v situaci „klid před observací pohybu“ se p-hodnota blížila ke statisticky významné ( $p = 0,065$ ). Podíváme-li se na průměrné hodnoty akcelerometrických dat trénující a netrénující skupiny u osy x a y, tak ve všech měřených situacích jsou hodnoty nižší právě u trénující skupiny. Což je přesně naopak než u osy z. Jak už bylo zmíněno, osa z představuje anterioposteriorní pohyb, lze se domnívat, že tréninková skupina měla vyšší posturální výchylky v tomto směru, protože na základě tréninku observací měla chůzi po slackline lépe „kognitivně“ nacvičenou díky tréninku observací oproti netrénující skupině (Stefan et al., 2005), a právě trénující skupina kompenzovala udržení na slacklině bez pádu těmito výchylkami při reálné exekuci pohybu, a tím pak byly ovlivněny i ostatní měřené situace. Nicméně není jasné, z jakého důvodu nejsou akcelerometrické hodnoty vyšší u trénující skupiny i na osách x a y. U osy x a y lze předpokládat, že jsou naměřené průměrné hodnoty nižší u trénující skupiny právě z důvodu efektivnějšího motorického učení v této skupině oproti kontrolám.

## 9.9 Vliv motorického tréninku observací na reálný pohyb

Observace pohybu může vyvolat vnitřní reprezentaci pozorovaného pohybu, což posiluje tvorbu motorické paměti a usnadňuje následný motorický výkon (Agosta et al., 2017; Jeannerod, 2006; O'shea a Moran, 2017). V mém experimentu jsme sice nezkoumaly vliv observace pohybu na zlepšení reálného výkonu pohybu, nicméně byl součástí našeho měření, a v mnoha studiích byl efekt motorického tréninku observací a jeho vliv zkoumán na výkon určitého reálného pohybu, a právě tyto studie, zabývající se vlivem observace na výkon reálného pohybu, korelují s našimi výsledky.

Observace chůze druhých osob může ovlivnit posturální úkoly. Patel et al. (2017, s. 1538-1544) ve své studii zjistili, že probandi poté, co pozorovali jinou osobu, jak se hýbe na saních zrychlující po lineární dráze, si vytvořili kompenzační posturální reakci úměrnou velikosti pozorovaného pohybu. Nicméně celkový efekt motorického učení oproti reálnému provedení úkonu (a tedy adaptivnímu lokomočnímu učení vyvolaný zkušeností) byl o 50 % menší. Zajímavé je, že probandi provádějící observaci si nevytvořili žádnou kompenzační reakci po izolovaném pozorování pohybu saní, to naznačuje, že pozorování aktéra bylo pro motorické učení rozhodující.

V další studii dle Bhatt a Pai (2008, s. 843-852) se ukázalo, že poté, co došlo k observaci uklouznutí jiné osoby v důsledku náhlého nepředvídatelného posunu plošiny, měli probandi, kteří pokračovali v provádění stejného experimentu – kdy šli sami si stoupnout na plošinu – menší posun a rychlost uklouznutí a také větší stabilitu po uklouznutí ve srovnání s probandy, kteří předtím neprováděli observaci. Na základě těchto výsledků lze předpokládat, že observace nadcházející činnosti vytváří nové informace, které putují do kognitivních center, a to pomocí tzv. skryté simulace observovaných příkazů pozorované činnosti. Nicméně dle Patel (2017, s. 1539-1540) učení pohybů observací není při porovnání s fyzickým motorickým učením tak účinné.

Také Smith et al. (2019, s. 8), kteří zkoumali efekt observace pohybu při házení šipek, ukázali, že v observující skupině došlo ke snížení EMG aktivity měřených svalů na horní končetině – konkrétně v m. BB z flekčního pohybu do relaxace v porovnání situací před testováním a po testování observace pohybu ( $p = 0,04$ ). Snížená svalová aktivita může být výsledkem toho, že observace pohybu má vliv na svalovou excitabilitu, a tím ovlivňuje i potřebu menšího počtu náboru motorických jednotek k aktivaci příslušného svalu (Obhi a Hogeveen, 2010, s. 427-435). Můžeme předpokládat, že svalová aktivita ve studii dle Smith

et al. (2019, s.8) klesla z důvodu vyšší trénovanosti svalů měřených jedinců, kdy k vyvinutí síly produkovali mnohem menší EMG křivky, z důvodu efektivnějšího motorického učení, nebo naopak mohla svalová aktivita klesnout z důvodu počínající svalové únavy.

Bazzini et al. (2023) testovali vliv tréninku akčního pozorování v kombinaci s reálnou exekucí pohybu při učení manipulace s asijskými jídelními hůlkami. Probandi zahrnuti do této studie před provedením reálného pohybu pozorovali zkušeného experta provádějícího manipulaci s těmito hůlkami, přičemž celkem bylo uskutečněno 6 tréninkových sezení. Observace videa trvala přibližně minutu a při provádění reálného pohybu měli probandi na výkon 3 minuty. Což je delší čas než u našich měření, naši probandi observovali videa 30 s a chůzi po slackline prováděli 90 s. V této studii dle Bazzini et al. (2023) byla během experimentu zaznamenávána EMG aktivita tří svalů ruky a po skončení byla porovnávána s EMG záznamy experta z videa. Ačkoli jejich výsledky neprokázaly signifikantní podobnost mezi observujícím jedincem a expertem ( $p = 0,07$ ), podobnost hodnot EMG aktivity probandů s „expertem“ ze zaznamenávaných svalů ruky se zvýšila.

Dále předpoklady o efektivnějším zapojení svalů po observaci pohybu podporují také Nuara et al. (2023, s. 4-9), kteří ve své studii přišli na to, že už po 1. tréninku akční observační terapie došlo u experimentální skupiny ke zlepšení ( $p < 0,001$ ) výkonu observovaného pohybu oproti kontrolám. Dále se Bazzini et al. (2022) ve své studii zabývali, zdali trénink pravidelně střídající observaci pohybu a reálnou exekuci pohybu může předčít motorické cvičení. Testovaní jedinci se měli naučit vázat námořnický uzel, kdy skupina trénující observací pozorovala videa (22–36 s) zobrazující správné vázání námořnického uzle z pohledu první osoby, a bezprostředně po tom sami museli zkoušet uvázat tento uzel (44–72 s). Celkem bylo provedeno 12 měření. Tréninková skupina vykazovala největší zlepšení, kdy u probandů oproti prvnímu měření došlo ke zlepšení o 42 %. Jejich výsledky tedy naznačují, že kombinace observace s reálnou exekucí pohybu podporuje motorické učení ve větší míře a směřuje k lepšímu výkonu.

Kim, Frank a Schack (2017) ve své studii zkoumali vliv tréninku observace a tréninku motorické imaginace na vývoj výkonnosti při golfu u nehráčů golfu v rané fázi motorického učení. Efekt observačního tréninku byl měřen před započítím experimentu, po 3 dnech od experimentu a poté po dalším dvoudenním retenčním období. Trénink observací vypadal tak, že probandi měli za den 60 observujících pokusů, při kterých pozorovali zkušeného hráče golfu na videu z perspektivy první osoby, a zároveň byli instruováni, aby zaujali postoj, jako by skutečně odpalovali míček při golfu. U skupiny, která trénovala pomocí

observace výsledky ukázaly, že došlo ke zlepšení jejich výkonu po 3 dnech tréninku oproti počátečnímu měření.

Vliv tréninku observací byl také zkoumán u dětí s unilaterální DMO (Sgandurra et al., 2013). Observující skupina dětí pozorovala hodinu denně po dobu 3 týdnů videosekvence unimanuálních nebo bimanuálních cílených činností a následně prováděla pozorované činnosti paretickou horní končetinou nebo oběma horními končetinami (paretickou i zdravou). Výsledky byly hodnoceny pomocí „Assisting Hand Assessment“ škály hodnotící, jak efektivně je postižená horní končetina zapojována do bimanuálních činností. U experimentální skupiny došlo po skončení třítydenního tréninku k signifikantnímu zlepšení hodnot při měření po 1 týdnu ( $p = 0,008$ ), po 8 týdnech ( $p = 0,019$ ) a po 24 týdnech ( $p = 0,049$ ).

Motorické učení je proces, ve kterém se motorické strategie vytvářejí nebo modifikují prostřednictvím opakovaného nácviku, v kontextu kontroly rovnováhy je motorické učení zodpovědné za rozvoj tzv. anticipačních reakcí (Buccino, Solodkin, Small, 2006, s. 55-63). Tettamanti et al. (2015) ve své studii testovali vliv třítydenního tréninku observace pohybu s reálnou exekucí pohybu balančních cvičení na posturální výchylky měřené silovými plošinami u zdravých jedinců. Dle jejich výsledků jim vyšlo, že obě skupiny po 3 týdnech tréninku observací oproti kontrolní skupině vykazovali menší posturální výchylky v anterioposteriorním směru při měření na silové plošině při bipedálním stoji se zavřenými očima na pěnové podložce ( $p = 0,03$ ), při stoji na pravé dolní končetině s otevřenými očima ( $p = 0,03$ ) a ve stoji na levé dolní končetině s otevřenými očima ( $p = 0,003$ ). Tato studie tedy ukázala, že trénink založený na observaci pohybu pravděpodobně zlepšuje rovnováhu u zdravých jedinců. Tato zjištění korelují s našimi výsledky měření observace po čtrnáctidenním tréninku observací u os x (mediolaterální pohyb) a y (vertikální posun) akcelerometru, kdy u trénující skupiny také došlo ke snížení hodnot posturálních výchylek při observaci pohybu po 2. měření. Stejně tak Taube et al. (2014) jako jedna z prvních studií prokázali, že nefyzický trénink – trénink observací po dobu 4 týdnů – nejenže podporuje motorické učení posturálních reakcí, ale zlepšuje i odpověď těla na nepředvídatelné rovnovážné úkony.

Studie dle Mezzarobba (2020, s. 134-136) zaměřující se na jedince s PN ukázala po tříměsíčním tréninku observace videí každodenních činností zlepšení v kontrole rovnováhy. Výsledky této studie prokázaly signifikantní výsledek při snížení posturálních výchylek ( $p < 0,001$ ), kdy došlo ke zmenšení konfidenční elipsy. U observujících probandů došlo také

ke snížení času potřebného k provedení „sit-to-walk task“ (k posouzení schopnosti posturální kontroly) – čas potřebný k provedení „sit-to-walk task“ se v průměru snížil přibližně o 30 s oproti počátečnímu měření před experimentem. Studie dle Tekkus a Mutluay (2023) zkoumala vliv skupinových cvičení doplněných o akční observační terapii na fyzickou a kognitivní výkonnost u starších dospělých jedinců během pandemie COVID-19. Jejich výsledky prokázaly zlepšení oproti kontrolní skupině v testu „Sit-to-stand test“ ( $p < 0,0001$ ), na Tinettiho škále rovnováhy a chůze ( $p < 0,0001$ ) a v testu „Timed Up and Go (TUG)“ ( $p < 0,0005$ ) oproti kontrolní skupině.

Marusic et al. (2018, s. 1-9) chtěli zjistit, zda kombinace observace a motorické imaginace pohybu může pozitivně ovlivnit výsledky rehabilitace po operaci náhrady kyčelního kloubu. Trénink probíhal 30 minut denně v nemocnici, a poté po propuštění 3 x týdně po dobu 3 měsíců. Celkem observovali probandi po dobu všech sezení 30 různých videí chůze po 30 sekundách, přičemž jeden trénink trval 30 minut. K hodnocení byl použit „TUG test“ a „Four Square test (FSST)“, dále dual-task úkol při chůzi a změny COP na silové plošině při posturálních úkolech v mediolaterálním a anterioposteriorním směru. Po 2 měsících po operaci observující skupina potřebovala méně času k provedení „TUG testu“ ( $p = 0,042$ ), „FSST“ ( $p = 0,004$ ) a zlepšila se rychlost chůze při výkonu dual-task úkolu ( $p = 0,022$ ). Naopak u parametrů posturálních výchylek nebyly pozorovány žádné signifikantní změny ( $p \geq 0,229$ ).

## **9.10 Vliv observace pohybu na zlepšení chůze**

Observace chůze po běžeckém pásu v kombinaci s reálnou exekucí pohybu bezprostředně po této observaci má pozitivní efekt na zlepšení schopnosti chůze u pacientů po chronické CMP Bang et al. (2013). Právě Bang et al. (2013, s. 1118-1125) chtěli zjistit vliv akčního pozorovacího tréninku na schopnost chůze u pacientů s CMP. Testované pacienty rozdělili do 2 skupin – observující skupina sledovala před tréninkem na běžeckém pásu po dobu 10 minut video s chůzí na běžeckém pásu prováděnou různou rychlostí, oproti tomu kontrolní skupina sledovala po stejnou dobu video zobrazující přírodu. Všichni účastníci této studie absolvovali trénink pětkrát týdně po dobu 4 týdnů. V porovnání s kontrolní skupinou došlo u observující skupiny k významnému zlepšení v testu „TUG“ ( $p = 0,018$ ) oproti kontrolní skupině. Dále došlo ke zlepšení v „10-m walking testu“ ( $p = 0,001$ ) a v „6-minute walking testu“ ( $p = 0,001$ ) oproti kontrolní skupině. Také došlo ke zlepšení v rozsahu maximální flexe kolenního kloubu ve švihové fázi ( $p = 0,03$ ) oproti kontrole. Možné neurofyziologické vysvětlení těchto výsledků zlepšení chůze je takové, že lokomoční

adaptace je modulována observací činností druhých – např. čím větší posturální kolísání je pozorováno, tím větší posturální opatření v CNS jsou přijata k adaptaci lokomočního chování (Patel et al., 2015). Bhatt a Pai (2008) ve své studii navrhli, že pozorování jedince, který při chůzi uklouzl, může vyvolat u pozorujícího jedince při reálném výkonu chůze uvědomění, a tím podpořit větší stabilitu při chůzi. To znamená, že jedince poté přizpůsobí své motorické chování tak, aby se chybě pozorované u observovaného subjektu při chůzi sám vyhnul.

V další studii došlo u jedinců s PN, u nichž byl přítomen freezing po terapii observací pohybu – zaměřenou na znovunaučení vzorců chůze – ke zrychlení zahájení motorických úkonů (jednalo se např. o úkony: sed-stoj či zahájení chůze). Došlo u nich také k lepší kontrole dynamické rovnováhy během chůze, protože došlo ke snížení plochy COP (Mezzarobba et al., 2020, s. 134-136).

## **9.11 Vliv vizuální fixace pohledu na observaci pohybu**

Dle několika autorů (Hayhoe, 2010; Land, Mennie a Rusted, 1999) je při učení/znovunaučení pohybu observací důležitým faktorem vliv vizuální pozornosti. Fixace pohledem na určitou činnost je zjevným projevem zpracování informací během provádění úkolů i během jejich observace. Při provádění každodenních činností směřujeme svůj zrak obvykle pouze na místa či objekty, které jsou relevantní pro daný úkol, zatímco irelevantním oblastem věnujeme menší pozornost. Fixace pohledem je zaměřena na cíl činnosti ještě před začátkem provedení pohybu, což znamená, že tzv. okulomotorické plány jsou využívány k lokalizaci objektů a sledování pohybů. Tyto plány jsou aktivovány i během observace. Prostřednictvím získávání zkušeností o prostředí si vytváříme vizuo-motorické reprezentace akcí, které poté následně využíváme k řízení a koordinaci pohybu určitých pohybů. Výsledkem jsou pak velmi přesné a prediktivní postupy našeho vizuálního smyslového vnímání koordinovaného CNS, tyto postupy se se zkušenostmi právě stávají efektivnější a přesnější (D'Innocenzo et al., 2016; Flanagan a Johansson, 2003; Flanagan et al., 2013; Gegenfurtner, Lehtinen, Säljö, 2011; Hayhoe, 2012). Na základě toho D'Innocenzo, Nowicky a Bishop (2020, s. 5-9) dle výsledků ve své studii naznačují, že rehabilitace založená na observaci pohybu může mít větší prospěch ze zakomponování komplexnějších a rozmanitějších činností – např. probandí po observaci videí golfového švihy vykazovali vyšší amplitudy MEP, a to jak začínající, tak i zkušení golfisté. V další studii (Ito et al., 2021), která se zabývala vizuální fixací při pozorování lidské chůze na videu přišli na to, že při zaměření vizuální pozornosti na hlezenní kloub a soustředění se na pohyby v něm při



observaci videa chůze po běžeckém pásu, došlo k vyvolání kortikospinální facilitace v m. TA ve srovnání s observací videa bez této vizuální fixace.

## 9.12 Přínos pro fyzioterapeutickou praxi

Observace pohybu a její relativně jednoduchá realizace nabízí nový přístup v rehabilitaci, jak zefektivnit motorické učení (Fadiga et al., 1995; Guillot et al., 2012; Taube et al., 2014), jelikož se ukázalo v mnoha studiích i v našem experimentu, že observace pohybu má pozitivní vliv na snížení svalové aktivity po tréninku observací (Kolářová et al., 2023; Smith et al., 2019).

Protože dle našich výsledků došlo zároveň i k signifikantnímu nárůstu svalové aktivity u musculus gastrocnemius medialis, mohla by se využívat observace pohybu chůze po slackline k podpoře facilitace lýtkových svalů u periferních i centrálních paréz dolních končetin, jelikož observace pohybu se dá vykonávat kdekoli a není limitována imobilizací pacienta, výhodou je její relativně snadné provedení a realizace, a lze ji aplikovat i v domácích podmínkách (Kaneko, 2014; Okuyama, 2018). Využití nárůstu průměrné svalové aktivity při observaci pohybu by také šlo využít v terapiích dětí s DMO, mohlo by dojít ke zvýšení svalové síly, jelikož observace pohybu přispívá k reorganizaci mozkových okruhů a ke zlepšení v ADL činnostech (Buccino et al., 2018; Sgandurra et al., 2013).

Jelikož observace pohybu zlepšuje posturální stabilitu a chůzi (Patel, 2017), v terapiích by mohlo být přínosem využít observaci pohybu jako doplňkovou terapii k běžnému tréninku rovnováhy. Například právě observaci chůze po slackline by mohlo být přínosné použít při terapiích s geriatrickými pacienty, a podpořit tak jejich posturální strategie a snížit titubace, protože v našem experimentu došlo mimo jiné ke snížení posturálních vychylek po tréninku observací (Taube et al., 2014; Tia et al., 2011). Dále lze využít observaci pohybu u pacientů po CMP (Bang et al., 2013; Kim a Lee, 2013; Park et al., 2014; Park et al., 2017; Park a Hwangbo, 2015; Park a Kang, 2013), protože observace pohybu má pozitivní vliv na vyšší rychlost chůze, na delší opěrnou fázi na postižené dolní končetině, také na delší délku kroku, a dále na zlepšení rovnováhy a snížení posturálních vychylek.

Observaci chůze po slackline by našla využití i ve sportovních trénincích, jakákoli sportovní aktivita a její výkon jsou závislé na předchozích zkušenostech, které pomocí pohybu nebo jeho observací přispívají k efektivnějšímu motorickému učení (Lotze et al., 2003; Nedelko et al., 2012; Roberta, Belfiori a Liparoti, 2020; Short, Tenute a Feltz, 2005) a ke snížení potřebného náboru MJ k provedení pohybu (Smith et al., 2019).

Obecně se observace pohybu v posledních několika letech čím dál častěji využívá v terapii jako alternativní či doplňková fyzioterapeutická terapie u pacientů s lézí CNS. Největší využití skýtá tedy v neurorehabilitaci. Observaci pohybu lze mimo CMP využít i v terapii Parkinsonovy nemoci (PN), kdy právě díky observaci dochází ke zlepšení v balančních úkolech, chůzi a sebepojetí mobility (Buccino et al., 2011; Jaywant et al., 2016; Patel, 2017, s. 1540). Nicméně už dříve Pelosin et al. (2010) a Agosta et al. (2017) ve své studii přišli na to, že observace činnosti u PN snižuje i freezing během chůze.

Observace byla také v mnoha studiích (Bellelli et al., 2010; Marusic et al., 2018; Park, Song a Kim, 2014; Rezzan et al., 2015; Temporiti et al., 2022; Villafañe, 2016) použita u ortopedických pacientů po operaci zlomenin kyčelního kloubu nebo po aloplastikách kyčelních či kolenních kloubů ke zlepšení chůze. Pacienti dosáhli lepších výsledků ve funkční nezávislosti, lepších motoricko-kognitivních schopností, také došlo v prvních dnech po operaci k menšímu funkčnímu poklesu, zlepšení skóre bolesti a pacienti udávali subjektivně větší zlepšení chůze. Observace pohybu zaměřené na balanční cvičení a na více náročné posturální úkony může mít vliv na zlepšení posturální kontroly, a tím snížení rizika pádu u dočasně imobilizovaných pacientů (Taube et al., 2014, a. 1-8). Observace pohybu může najít využití i u ostatních ortopedických diagnóz, Ryan et al. (2022) navrhuje, že excentrický trénink doplněný o observaci prováděného cvičení před jeho exekucí může mít pozitivní dopad na rehabilitaci u tendinopatie Achillovy šlachy.

### **9.13 Limity práce**

Za jednu z limit mé diplomové práce považuji to, že při měření v klidové fázi probandi koukali do bílého plátna a při observaci videí (před reálnou exekucí pohybu i po ní) sledovali na zemi pod nimi umístěný počítač. Pro všechny situace měření nebyla tedy zachována jednotná poloha krční páteře, a mohlo tak docházet ke zkreslení výsledků, proto bych navrhovala v dalších experimentech tyto podmínky unfikovat.

Další limitací mohlo být to, že se neměřilo pokaždé ve stejnou denní dobu při prvním a druhém měření u jednotlivých probandů (to znamená, že např. první měření proběhlo v dopoledních hodinách a druhé měření až v odpoledních hodinách), mohlo tedy dojít ke zkreslení výsledků, např. z důvodu únavy či působení cirkadiálního rytmu jednotlivých probandů.

Za další limitu této práce vnímám, že nám na jednom probandovi nedržely při měření elektrody, tudíž celkový počet probandů je jen 19 a ne 20, a za limitu vnímám to, že jsem

tomuto problému mohla lépe předcházet, nebo najít za tohoto nezměřeného probanda náhradníka.

Za jeden z limitujících faktorů mé práce lze považovat to, že při měření jedné situace observace pohybu – konkrétně reálné exekuce pohybu – se probandi pohybovali na Oddělení rehabilitace FN Olomouc během běžného provozu Kineziologické laboratoře, můžeme to tedy považovat za neklidné prostředí, jelikož téměř při všech měřeních kolem měřeného probanda někdo procházel.

## Závěr

Observace pohybu, jakožto typ kognitivního tréninku, se stala v mnoha studiích předmětem zkoumání, v předchozích studiích byl zjišťován například její vliv na svalovou aktivitu nebo na aktivitu mozku, jelikož bylo už dříve prokázáno, že observace určité činnosti urychluje a facilituje proces motorického učení. Při observaci pohybu se v mozku dějí podobné procesy jako při samotné realizaci pohybu a tohoto lze právě využít v rehabilitačních postupech. Observace pohybu představuje nový přístup v rehabilitaci nejen neurologických pacientů, prokázal se její efekt i u ortopedických pacientů či ve sportu.

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv observace pohybu chůze po slackline na svalovou aktivitu dolních končetin (m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis) a posturální výchylky zaznamenané z os sacrum během klidové fáze (KlidPředObs), observací před reálnou exekucí pohybu – chůzí po slackline (ObsPředPohyb) a observací po reálné exekuci pohybu – chůzí po slackline (ObsPoPohyb). Chtěly jsme také zjistit rozdíl mezi trénující a netrénující skupinou, kdy experimentální skupina trénovala observaci chůze po slackline po dobu 14 dní. Všechny testované situace byly měřeny v bipedálním stoji.

V rámci diplomové práce výsledky prokázaly signifikantní hodnoty v EMG aktivitě u m. gastrocnemius medialis sin. v porovnání situací ObsPředPohyb a ObsPoPohyb, kdy svalová aktivita stoupla. U ostatních svalů nevyšly signifikantní hodnoty a svalová aktivita měla v testované situaci ObsPoPohyb tendenci se spíše snižovat. Posturální výchylky vykazovaly signifikantní hodnoty na ose x a y v porovnání situací KlidPředObs a ObsPředPohyb/ObsPoPohyb, u osy z nevyšly žádné signifikantní výsledky. Došlo tedy k prokázání rozdílů změn svalové aktivity a posturálních výchylek u některých měřených situací.

Součástí observace byl trénink observací po dobu 14 dní. Experimentální skupina nevykazovala v porovnání s kontrolní skupinou signifikantní změny v EMG aktivitě u žádného z testovaných svalů, nicméně svalová aktivita byl nižší v porovnání s kontrolní skupinou. Posturální výchylky prokázaly u experimentální skupiny signifikanci na ose z ve všech měřených situacích, přičemž došlo k nárůstu posturálních výchylek oproti kontrolní skupině. Ostatní osy nevyšly signifikantně a trénující skupina vykazovala nižší posturální výchylky než kontrola.

Výsledky mé práce plně nepotvrdily naše hypotézy vlivu observace chůze po slackline na svalovou aktivitu dolních končetin a posturální výchylky z os sacrum ve smyslu

signifikantních změn. Nicméně observace pohybu signifikantně ovlivnila EMG aktivitu m. gastrocnemius medialis sin., kdy byl pozorován její nárůst. Dále observace ovlivnila akcelerometrické hodnoty v mediolaterálním směru a ve vertikálním směru, přičemž byl pozorován převážně jejich nárůst. Mezi trénující a kontrolní skupinou byl zjištěn signifikantní rozdíl v posturálních výchylkách v anterioposteriorním směru a u svalové aktivity nikoli. Ačkoli nám vyšly některé výsledky signifikantně, další měření by byla potřeba provést pro ověření trendů ve výsledcích mé diplomové práce.

Do dalších experimentů by bylo vhodné zapojit větší počet měřených jedinců, a bylo by zajímavé posoudit změny EMG aktivity při observaci chůze po slackline po měsíčním či několika měsíčním tréninku observací. Příhodné by bylo také v dalších experimentech pozorovat vliv observace větších posturálních výchylek na posturální stabilitu a svalovou aktivitu dolních končetin, a potvrdit tak předpoklad, který byl v mnoha studiích testován, že pozorující probandi mohou snadno odhalit chyby v observovaném pohybu a poté přizpůsobit své motorické chování tak, aby se pozorovaným chybám vyhnuli. Např. pozorování osoby, která se chystá spadnout vyvolá uvědomění, které může snížit riziko případného pádu, když pozorovatel bude chodit po nestabilním povrchu.

## Referenční seznam

AGOSTA, F., GATTI, R., SARASSO, E. et al. 2017. Brain plasticity in Parkinson's disease with freezing of gait induced by action observation training. *Journal of Neurology* [online]. 264(1), 88-101, [cit. 2024-04-12]. ISSN 0340-5354. Dostupné z: doi:10.1007/s00415-016-8309-7.

ALAERTS, K., HEREMANS, E., SWINNEN, S. P. a WENDEROTH, N. 2009. How are observed actions mapped to the observer's motor system Influence of posture and perspective. *Neuropsychologia* [online]. 47(2), 415-422, [cit. 2023-12-06]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2008.09.012.

ALAERTS, K., SENOT, P., SWINNEN, S. P., CRAIGHERO, L., WENDEROTH, N. a FADIGA, L. 2010. Force requirements of observed object lifting are encoded by the observer's motor system: a TMS study. *European Journal of Neuroscience* [online]. 31(6), 1144-1153, [cit. 2024-04-27]. ISSN 0953-816X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1460-9568.2010.07124.x.

ALLAMI, N., PAULIGNAN, Y., BROVELLI, A. a BOUSSAOUD, D. 2007. Visuo-motor learning with combination of different rates of motor imagery and physical practice. *Experimental Brain Research* [online]. 184(1), 105-113, [cit. 2023-01-08]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-007-1086-x.

ALTSCHULER, E. L., WISDOM, S. B., STONE, L., FOSTER, Ch., GALASKO, D., LLEWELLYN, D. M. E. a RAMACHANDRAN, V. 1999. Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror. *The Lancet* [online]. 353(9169), 2035-2036, [cit. 2024-01-19]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(99)00920-4.

ARIDAN, N. a MUKAMEL, R. 2016. Activity in primary motor cortex during action observation covaries with subsequent behavioral changes in execution. *Brain and Behavior* [online]. 6(11), [cit. 2024-01-20]. ISSN 2162-3279. Dostupné z: doi:10.1002/brb3.550.

BÄHR, F., RITTER, A., SEIDEL, G., PUTA, Ch., GABRIEL, H. H. W. a HAMZEI, F. 2018. Boosting the Motor Outcome of the Untrained Hand by Action Observation: Mirror Visual Feedback, Video Therapy, or Both Combined—What Is More Effective? *Neural*

Plasticity [online]. 2018, 1-10, [cit. 2024-01-19]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2018/8369262.

BAKKER, M., DE LANGE, F. P., HELMICH, R. C., SCHEERINGA, R., BLOEM, B. R. a TONI, I. 2008. Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *NeuroImage* [online]. 41(3), 998-1010, [cit. 2024-04-22]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2008.03.020.

BALDISSERA, F., CAVALLARI, P., CRAIGHERO, L. a FADIGA, L. 2001. Modulation of spinal excitability during observation of hand actions in humans. *European Journal of Neuroscience* [online]. 13(1), 190-194, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0953-816X. Dostupné z: doi:10.1046/j.0953-816x.2000.01368.x.

BANG, D.-H., SHIN, W.-S., KIM, S.-Y. a CHOI, J.-D. 2013. The effects of action observational training on walking ability in chronic stroke patients: a double-blind randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 27(12), 1118-1125, [cit. 2024-04-15]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215513501528.

BASSOLINO, M., CAMPANELLA, M., BOVE, M., POZZO, T. a FADIGA, L. 2014. Training the Motor Cortex by Observing the Actions of Others During Immobilization. *Cerebral Cortex* [online]. 2014-12-01, 24(12), 3268-3276, [cit. 2024-04-24]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bht190.

BAZZINI, M. Ch., NUARA, A., BRANCHINI, G. et al., 2023. The capacity of action observation to drag the trainees' motor pattern toward the observed model. *Scientific Reports* [online]. 13(1), [cit. 2024-04-28]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-023-35664-w.

BAZZINI, M. C., NUARA, A., SCALONA, E., DE MARCO, D., RIZZOLATTI, G., AVANZINI, P. a FABBRI-DESTRO, M. 2022. The Proactive Synergy Between Action Observation and Execution in the Acquisition of New Motor Skills. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2022-3-24, 16, [cit. 2024-01-20]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2022.793849.

BEKKALI, S., YOUSSEF, G. J., DONALDSON, P. H., HE, J., DO, M., HYDE, Ch., BARHOUN, P. a ENTICOTT, P. G. 2022. Do gaze behaviours during action observation predict interpersonal motor resonance? *Social Cognitive and Affective Neuroscience* [online]. 17(1), 61-71, [cit. 2023-01-06]. ISSN 1749-5016. Dostupné z: doi:10.1093/scan/nsaa106.

BEHRENDT, F., WAGNER, H. a DE LUSSANET, M. H. E. 2013. Phase-dependent reflex modulation in tibialis anterior during passive viewing of walking. *Acta Psychologica* [online]. 142(3), 343-348, [cit. 2024-04-09]. ISSN 00016918. Dostupné z: doi:10.1016/j.actpsy.2013.01.001.

BELLELLI, G., BUCCINO, G., BERNARDINI, B., PADOVANI, A. a TRABUCCHI, M. 2010. Action Observation Treatment Improves Recovery of Postsurgical Orthopedic Patients: Evidence for a Top-Down Effect? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 91(10), 1489-1494, [cit. 2024-04-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2010.07.013.

BERNHARDI, R. v., BERNHARDI, L. E. v. a EUGENÍN, J. 2017. What Is Neural Plasticity? *The Plastic Brain*[online]. Cham: Springer International Publishing, 1-15, [cit. 2024-01-08]. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. ISBN 978-3-319-62815-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-62817-2\_1.

BERNSTEIN, N. A., 1967. *The co-ordination and regulation of movements* [online]. 1. Oxford: Pergamon Press

BHATT, T. a PAI, Y. C. 2008. Can Observational Training Substitute Motor Training in Preventing Backward Balance Loss After an Unexpected Slip During Walking? *Journal of Neurophysiology*[online]. 99(2), 843-852, [cit. 2024-04-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00720.2007.

BLAKE, O. M. a WAKELING, J. M. 2015. Muscle coordination limits efficiency and power output of human limb movement under a wide range of mechanical demands. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2015-12-01, 114(6), 3283-3295, [cit. 2024-02-01]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00765.2015.



BLAKEMORE, S.-J. a FRITH, Ch. 2005. The role of motor contagion in the prediction of action. *Neuropsychologia* [online]. 43(2), 260-267, [cit. 2024-04-19]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2004.11.012.

BORGES, L. RDM., FERNANDES, A. BGS., OLIVEIRA DOS PASSOS, J., REGO, I. A. O. a CAMPOS, T. F. 2022. Action observation for upper limb rehabilitation after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2022(8), [cit. 2023-01-04]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi: 10.1002/14651858.CD011887.pub3.

BOVE, M., TACCHINO, A., PELOSIN, E., MOISELLO, C., ABBRUZZESE, G. a GHILARDI, M. F. 2009. Spontaneous movement tempo is influenced by observation of rhythmical actions. *Brain Research Bulletin* [online]. 80(3), 122-127, [cit. 2024-04-26]. ISSN 03619230. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainresbull.2009.04.008.

BRASS, M., BEKKERING, H. a PRINZ, W. 2001. Movement observation affects movement execution in a simple response task. *Acta Psychologica* [online]. 106(1-2), 3-22, [cit. 2024-01-20]. ISSN 00016918. Dostupné z: doi:10.1016/S0001-6918(00)00024-X.

BRASS, M., BEKKERING, H., WOHLSCHLÄGER, A. a PRINZ, W. 2000. Compatibility between Observed and Executed Finger Movements: Comparing Symbolic, Spatial, and Imitative Cues. *Brain and Cognition* [online]. 44(2), 124-143, [cit. 2024-04-26]. ISSN 02782626. Dostupné z: doi:10.1006/brcg.2000.1225.

BRASS, M., ZYSSET, S. a VON CRAMON, D. Y. 2001. The Inhibition of Imitative Response Tendencies. *NeuroImage* [online]. 14(6), 1416-1423, [cit. 2024-04-26]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1006/nimg.2001.0944.

BROXTERMAN, R. M., LAYEC, G., HUREAU, T. J., MORGAN, D. E., BLEDSOE, A. D., JESSOP, J. E., AMANN, M. a RICHARDSON, R. S. 2017. Bioenergetics and ATP Synthesis during Exercise [online]. 49(12), 2404-2413, [cit. 2024-01-01]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001391.

BUCCINO, G., GATTI, R., GIUSTI, M. C., NEGROTTI, A., ROSSI, A., CALZETTI, S. a CAPPÀ, S. F. 2011. Action observation treatment improves autonomy in daily activities in Parkinson's disease patients: Results from a pilot study. *Movement Disorders* [online]. 2011-

08-15, 26(10), 1963-1964, [cit. 2024-04-12]. ISSN 0885-3185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.23745.

BUCCINO, G., MOLINARO, A., AMBROSI, C. et al., 2018. Action Observation Treatment Improves Upper Limb Motor Functions in Children with Cerebral Palsy: A Combined Clinical and Brain Imaging Study. *Neural Plasticity* [online]. 2018-07-04, 2018, 1-11, [cit. 2024-04-28]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2018/4843985.

BUCCINO, G. a RIGGO, L. 2006. The role of the mirror neuron system in motor learning. *Kinesiology* [online]. 38(1), 5-15, [cit. 2023-01-08]. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/14378383.pdf>.

BUCCINO, G., SOLODKIN, A. a SMALL, S. L. 2006. Functions of the Mirror Neuron System: Implications for Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [online]. 19(1), 55-63, [cit. 2024-04-24]. ISSN 1543-3633. Dostupné z: doi:10.1097/00146965-200603000-00007.

BUCCINO, G., VOGT, S., RITZL, A., FINK, G. F., ZILLES, K., FREUND, H-J. a RIZZOLATTI, G. 2004. Neural Circuits Underlying Imitation Learning of Hand Actions. *Neuron* [online]. 42(2), 323-334, [cit. 2023-12-23]. ISSN 08966273. Dostupné z: doi:10.1016/S0896-6273(04)00181-3.

BUCHIGNANI, B., BEANI, E., POMEROY, V., et al. 2019. Action observation training for rehabilitation in brain injuries: a systematic review and meta-analysis. *BMC Neurology* [online]. 19(1), [cit. 2023-01-08]. ISSN 1471-2377. Dostupné z: doi:10.1186/s12883-019-1533-x.

BUGANÈ, F., BENEDETTI, M., D'ANGELI, V. a LEARDINI, A. 2014. Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 13(1), [cit. 2024-05-01]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/1475-925X-13-146.

BURNS, M. S., 2015. Application of Neuroscience to Technology in Stroke Rehabilitation. *Topics in Stroke Rehabilitation*[online]. 2015-01-08, 15(6), 570-579, [cit. 2023-12-29]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr1506-570.

CALVO-MERINO, B., GLASER, D. E., GRÈZES, J., PASSINGHAM, R. E. a HAGGARD, P. 2005. Action Observation and Acquired Motor Skills: An fMRI Study with Expert Dancers. *Cerebral Cortex* [online]. 2005-08-01, 15(8), 1243-1249, [cit. 2023-12-23]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhi007.

CALIANDRO, P., INSOLA, A., SCARNATI, E., PADUA, L., RUSSO, G., GRANIERI, E. a MAZZONE, P. 2011. Effects of unilateral pedunculopontine stimulation on electromyographic activation patterns during gait in individual patients with Parkinson's disease. *Journal of Neural Transmission* [online]. 118(10), 1477-1486, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0300-9564. Dostupné z: doi:10.1007/s00702-011-0705-7.

CALIGIORE, D., MUSTILE, M., FINESCHI, A., et al., 2019. Action Observation With Dual Task for Improving Cognitive Abilities in Parkinson's Disease: A Pilot Study. *Frontiers in Systems Neuroscience* [online]. 2019-2-11, 13, [cit. 2024-04-17]. ISSN 1662-5137. Dostupné z: doi:10.3389/fnsys.2019.00007.

CALIGIORE, D., MUSTILE, M., SPALLETTA, G. a BALDASSARRE, G. 2017. Action observation and motor imagery for rehabilitation in Parkinson's disease: A systematic review and an integrative hypothesis [online]. 72, 210-222, [cit. 2024-04-15]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2016.11.005.

CASPERS, S., ZILLES, K., LAIRD, A. R. a EICKHOFF, S. B. 2010. ALE meta-analysis of action observation and imitation in the human brain. *NeuroImage* [online]. 50(3), 1148-1167, [cit. 2023-12-23]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2009.12.112.

COWLES, T., CLARK, A., MARES, K., PERYER, G., STUCK, R. a POMEROY, V. 2013. Observation-to-Imitate Plus Practice Could Add Little to Physical Therapy Benefits Within 31 Days of Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 27(2), 173-182, [cit. 2023-11-19]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968312452470.

CROSS, E. S., KRAEMER, D. J. M., HAMILTON, A. F. d. C., KELLEY, W. M. a GRAFTON, S. T. 2009. Sensitivity of the Action Observation Network to Physical and Observational Learning. *Cerebral Cortex* [online]. 19(2), 315-326, [cit. 2023-01-08]. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhn083.

DAOU, H. N., 2020. Exercise as an anti-inflammatory therapy for cancer cachexia: a focus on interleukin-6 regulation. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* [online]. 2020-02-01, 318(2), 296-310, [cit. 2024-01-01]. ISSN 0363-6119. Dostupné z: doi:10.1152/ajpregu.00147.2019.

DEMARIN, V., MOROVIĆ, S. a BÉNÉ, R. 2014. Neuroplasticity. *PERIODICUM BIOLOGORUM* [online]. 116(2), 209-211, [cit. 2023-11-15]. [Dostupné z: https://hrcak.srce.hr/file/186735](https://hrcak.srce.hr/file/186735).

DICKSTEIN, R., DUNSKY, A. a MARCOVITZ, E. 2004. Motor Imagery for Gait Rehabilitation in Post-Stroke Hemiparesis. *Physical Therapy* [online]. 2004-12-01, 84(12), 1167-1177, [cit. 2024-04-15]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/84.12.1167.

D'INNOCENZO, G., GONZALEZ, C. C., WILLIAMS, A. M., BISHOP, D. T. a BUCKINGHAM, G. 2016. Looking to Learn: The Effects of Visual Guidance on Observational Learning of the Golf Swing. *PLOS ONE* [online]. 2016-5-25, 11(5), [cit. 2024-04-27]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0155442.

D'INNOCENZO, G., NOWICKY, A. V. a BISHOP, D. T. 2020. Dynamic task observation: A gaze-mediated complement to traditional action observation treatment?. *Behavioural Brain Research* [online]. 379, [cit. 2023-01-02]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bbr.2019.112351.

DOHLE, Ch., PÜLLEN, J., NAKATEN, A., KÜST, J., RIETZ, Ch. a KARBE, H. 2009. Mirror Therapy Promotes Recovery From Severe Hemiparesis: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 23(3), 209-217, [cit. 2024-01-19]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308324786.

DONATH, L., ROTH, R., RUEEGGE, A., GROPPA, M., ZAHNER, L. a FAUDE, O. 2013. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2013-11-29, 34(12), 1093-1098, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-0033-1337949.

DOYON, J. a BENALI, H. 2005. Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 15(2), 161-167, [cit. 2023-01-08]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2005.03.004.

DOUGHERTY, K. J., ZAGORAIYOU, L., SATOH, D., ROZANI, I., DOOBAR, S., ARBER, S., JESSELL, T. M. a KIEHN, O. 2013. Locomotor Rhythm Generation Linked to the Output of Spinal Shox2 Excitatory Interneurons. *Neuron* [online]. 80(4), 920-933, [cit. 2023-01-08]. ISSN 08966273. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuron.2013.08.015.

EHRSSON, H. H., GEYER, S. a NAITO, E. 2003. Imagery of Voluntary Movement of Fingers, Toes, and Tongue Activates Corresponding Body-Part-Specific Motor Representations. *Journal of Neurophysiology*[online]. 90(5), 3304-3316, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.01113.2002.

ELLEFSEN, K. O., MOURET, J.-B., CLUNE, J. a BONGARD, J. C. 2015. Neural Modularity Helps Organisms Evolve to Learn New Skills without Forgetting Old Skills. *PLOS Computational Biology* [online]. 2015-4-2, 11(4), [cit. 2024-04-21]. ISSN 1553-7358. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pcbi.1004128.

EMGworks® 4 User's Guide, 2016. *DELSYS INCORPORATED*. Delsys [online], [cit. 2024-05-09]. Dostupné z: <https://delsys.com/downloads/USERSGUIDE/emgworks/default.htm>.

ERTELT, D., SMALL, S., SOLODKIN, A., DETTMERS, Ch., MCNAMARA, A., BINKOFSKI, F. a BUCCINO, G. 2007. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *NeuroImage* [online]. 36, T164-T173, [cit. 2023-01-07]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2007.03.043.

FADIGA, L., FOGASSI, L., PAVESI, G. a RIZZOLATTI, G. 1995. Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1995-06-01, 73(6), 2608-2611, [cit. 2024-01-19]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1995.73.6.2608.

FERRAYE, M. U., DEBÛ, B., HEIL, L., CARPENTER, M., BLOEM, B. R., TONI, I. a MAURITS, N. M. 2014. Using Motor Imagery to Study the Neural Substrates of Dynamic Balance. *PLoS ONE* [online]. 2014-3-24, 9(3), [cit. 2024-04-22]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0091183.

FLANAGAN, J. R. a JOHANSSON, R. S. 2003. Action plans used in action observation. *Nature*[online]. 424(6950), 769-771, [cit. 2024-04-19]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/nature01861.

FLANAGAN, J. R., ROTMAN, G., REICHEL, A. F. a JOHANSSON, R. S. 2013. The role of observers' gaze behaviour when watching object manipulation tasks: predicting and evaluating the consequences of action. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. 2013-10-19, 368(1628), [cit. 2024-04-27]. ISSN 0962-8436. Dostupné z: doi:10.1098/rstb.2013.0063.

FLOOR-WESTERDIJK, M. J., SCHEPERS, H. H., VELTINK, P. H., VAN ASSELDONK, E. H. F. a BUURKE, J. H. 2012. Use of Inertial Sensors for Ambulatory Assessment of Center-of-Mass Displacements During Walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 59(7), 2080-2084, [cit. 2024-05-01]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2012.2197211.

FU, J., ZENG, M., SHEN, F., CUI, Y., ZHU, M., GU, X. a SUN, Y. 2017. Effects of action observation therapy on upper extremity function, daily activities and motion evoked potential in cerebral infarction patients. *Medicine*[online]. 96(42), [cit. 2024-01-09]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000008080.

GARRY, M. I., LOFTUS, A. a SUMMERS, J. J. 2005. Mirror, mirror on the wall: viewing a mirror reflection of unilateral hand movements facilitates ipsilateral M1 excitability. *Experimental Brain Research* [online]. 163(1), 118-122, [cit. 2024-01-19]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-2226-9.

GATTI, R., SARASSO, E., PELACHIN, M., AGOSTA, F., FILIPPI, M. a TETTAMANTI, A. 2019. Can action observation modulate balance performance in healthy subjects? *Archives of Physiotherapy* [online]. 9(1), [cit. 2024-05-09]. ISSN 2057-0082. Dostupné z: doi:10.1186/s40945-018-0053-0.

GATTI, R., TETTAMANTI, A., GOUGH, P. M., RIBOLDI, E., MARINONI, L. a BUCCINO, G. 2013. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short review of literature and a kinematics study. *Neuroscience Letters* [online]. 540, 37-42, [cit. 2024-04-24]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2012.11.039.

GEGENFURTNER, A., LEHTINEN, E. a SÄLJÖ, R. 2011. Expertise Differences in the Comprehension of Visualizations: a Meta-Analysis of Eye-Tracking Research in Professional Domains. *Educational Psychology Review* [online]. 23(4), 523-552, [cit. 2024-04-27]. ISSN 1040-726X. Dostupné z: doi:10.1007/s10648-011-9174-7.

GOODWORTH, A. D. a PETERKA, R. J. 2010. Influence of Stance Width on Frontal Plane Postural Dynamics and Coordination in Human Balance Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 104(2), 1103-1118, [cit. 2024-02-04]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00916.2009.

GRAFMAN, J. 2000. Conceptualizing functional neuroplasticity. *Journal of Communication Disorders* [online]. 33(4), 345-356, [cit. 2024-01-02]. ISSN 00219924. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9924(00)00030-7.

GRANACHER, U., ITEN, N., ROTH, R. a GOLLHOFER, A. 2010. Slackline Training for Balance and Strength Promotion. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 31(10), 717-723, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-0030-1261936.

GUILLOT, A., DI RIENZO, F., MACINTYRE, T., MORAN, A. a COLLET, Ch., 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, 1-22, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2012.00247.

HABERMANNOVÁ, P. 2014. *Observace a představa pohybu v terapii neurologicky nemocných*. Online. Diplomová práce. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd. Dostupné z: <https://theses.cz/id/iakw1r/>.

HAMEL, M. F. a LAJOIE, Y. 2005. Mental Imagery. Effects on static balance and attentional demands of the elderly. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. 17(3), 223-228, [cit. 2024-04-25]. ISSN 1594-0667. Dostupné z: doi:10.1007/BF03324601.

HAMZEI, F., VRY, M.-S., SAUR, D., GLAUCHE, V., HOEREN, M., MADER, I., WEILLER, C. a RIJNTJES, M. 2016. The Dual-Loop Model and the Human Mirror Neuron System: an Exploratory Combined fMRI and DTI Study of the Inferior Frontal

Gyrus. *Cerebral Cortex* [online]. 2016-04-13, 26(5), 2215-2224, [cit. 2024-01-19]. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhv066.

HARDWICK, R. M., CASPERS, S., EICKHOFF, S. B. a SWINNEN, S. P. 2018. Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution [online]. 94, 31-44, [cit. 2023-11-06]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2018.08.003.

HARMSSEN, W. J., BUSSMANN, J. B. J., SELLES, R. W., HURKMANS, H. L. P. a RIBBERS, G. M. 2015. A Mirror Therapy–Based Action Observation Protocol to Improve Motor Learning After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 29(6), 509-516, [cit. 2023-01-04]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968314558598.

HAYHOE, M., 2000. Vision Using Routines: A Functional Account of Vision. *Visual Cognition* [online]. 7(1-3), 43-64, [cit. 2024-04-27]. ISSN 1350-6285. Dostupné z: doi:10.1080/135062800394676.

HAYHOE, M., MCKINNEY, T., CHAJKA, K. a PELZ, J. B. 2012. Predictive eye movements in natural vision. *Experimental Brain Research* [online]. 217(1), 125-136, [cit. 2024-04-27]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-011-2979-2.

HERMENS, H. J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C. a RAU, G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 10, 361-374, [cit. 2023-01-01]. Dostupné z: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1050641100000274?token=13D12439A30E18E4C72CCFECACDD6850DE46E3DD03418283725731743C5DCA1FF9D8E2597293CEDA002703D899BD973B&originRegion=eu-west-1&originCreation=20230101210539>.

HILT, P. M., BARTOLI, E., FERRARI, E., JACONO, M., FADIGA, L. a D'AUSILIO, A. 2017. Action observation effects reflect the modular organization of the human motor system. *Cortex*[online]. 95, 104-118, [cit. 2024-04-21]. ISSN 00109452. Dostupné z: doi:10.1016/j.cortex.2017.07.020.

HILT, P. M., CARDELLICCHIO, P., DOLFINI, E., POZZO, T., FADIGA, L. a D'AUSILIO, A. 2020. Motor Recruitment during Action Observation: Effect of



Interindividual Differences in Action Strategy. *Cerebral Cortex* [online]. 2020-07-01, 30(7), 3910-3920, [cit. 2024-04-21]. ISSN 1047-3211. Dostupné z: doi:10.1093/cercor/bhaa006.

HOUDIJK, H., FICKERT, R., VAN VELZEN, J. a VAN BENNEKOM, C. 2009. *The energy cost for balance control during upright standing* [online]. 30(2), 150-154, [cit. 2024-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.05.009.

INMAN, V. T. 1966. Human Locomotion. *Canad. Med. Ass. J.* [online]. (94), 1047-1054, [cit. 2023-01-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1935424/pdf/canmedaj01164-0022.pdf>.

ITO, T., KAMIUE, M., KIHARA, T., ISHIMARU, Y., KIMURA, D. a TSUBAHARA, A. 2021. Visual Attention and Motion Visibility Modulate Motor Resonance during Observation of Human Walking in Different Manners. *Brain Sciences* [online]. 11(6), [cit. 2024-04-27]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci11060679.

JAYWANT, A., ELLIS, T. D., ROY, S. LIN, Ch-C., NEARGARDER, S. a CRONIN-GOLOMB, A. 2016. Randomized Controlled Trial of a Home-Based Action Observation Intervention to Improve Walking in Parkinson Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 97(5), 665-673, [cit. 2024-04-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2015.12.029.

JEANNEROD, M., 2006. The origin of voluntary action. History of a physiological concept. *Comptes Rendus. Biologies*[online]. 329(5-6), 354-362, [cit. 2024-04-26]. ISSN 1768-3238. Dostupné z: doi:10.1016/j.crv.2006.03.017.

KANEKO, F., HAYAMI, T., AOYAMA, T. a KIZUKA, T. 2014. Motor imagery and electrical stimulation reproduce corticospinal excitability at levels similar to voluntary muscle contraction. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1), [cit. 2024-05-10]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-94.

KANEKO, N., SASAKI, A., YOKOYAMA, H., MASUGI, Y., NAKAZAWA, K. a LAVENDER, A. P. 2022. Effects of action observation and motor imagery of walking on the corticospinal and spinal motoneuron excitability and motor imagery ability in healthy

participants. *PLOS ONE* [online]. 2022-4-18, 17(4), [cit. 2024-04-15]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0266000.

KASHIF, M., AHMAD, A., BANDPEI, M. A. M., GILANI, S. A., HANIF, A. a IRAM, H. 2022. Combined effects of virtual reality techniques and motor imagery on balance, motor function and activities of daily living in patients with Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *BMC Geriatrics* [online]. 22(1), [cit. 2023-10-16]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-022-03035-1.

KEAN, C. O., BEHM, D. G. a YOUNG, W. B. 2006. Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 5(1), 138-148, [cit. 2024-02-05]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24198691/>.

KELLER, M., PFUSTERSCHMIED, J., BUCHECKER, M., MÜLLER, E. a TAUBE, W. 2012. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes [online]. 22(4), 471-477, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x.

KEYSERS, Ch. a GAZZOLA, V. 2010. Social Neuroscience: Mirror Neurons Recorded in Humans. *Current Biology* [online]. 20 (8), R353-R354, [cit. 2023-01-07]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi: 10.1016/j.cub.2010.03.013.

KIEHN, O., DOUGHERTY, K. 2013. Locomotion: Circuits and Physiology. *Pfaff, D.W. (eds) Neuroscience in the 21st Century*. [online]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1997-6\\_42](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1997-6_42).

KILNER, J. M., 2011. More than one pathway to action understanding. *Trends in Cognitive Sciences*[online]. 15(8), 352-357, [cit. 2024-04-21]. ISSN 13646613. Dostupné z: doi:10.1016/j.tics.2011.06.005.

KILNER, J.M, PAULIGNAN, Y. a BLAKEMORE, S. J. 2003. An Interference Effect of Observed Biological Movement on Action. *Current Biology* [online]. 13(6), 522-525, [cit. 2024-04-26]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/S0960-9822(03)00165-9.

KIM, T., FRANK, C. a SCHACK, T. 2017. A Systematic Investigation of the Effect of Action Observation Training and Motor Imagery Training on the Development of Mental Representation Structure and Skill Performance. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2017-10-17, 11, [cit. 2024-04-27]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2017.00499.

KIM, K., GIMMON, Y., MILLAR, J. a SCHUBERT, M. 2019. Using Inertial Sensors to Quantify Postural Sway and Gait Performance during the Tandem Walking Test. *Sensors* [online]. 19(4), [cit. 2024-05-01]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19040751.

KIM, J.-H. a LEE, B.-H. 2013. Action observation training for functional activities after stroke: A pilot randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation* [online]. 2013-12-28, 33(4), 565-574, [cit. 2024-04-24]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-130991.

KODADOVÁ, M. a OPAVSKÝ, J. 2019. Mechanismy a aplikace motorického učení v rehabilitaci. *Rehabilitation* [online]. 26(2), 55-60, [cit. 2023-01-08]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=5b39cae9-7d1e-4da2-8451-9841989c207a%40redis>.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P. a NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0.

KOLÁŘOVÁ, B., TOMSA, M., KOLÁŘ, P., HALTMAR, H., DIATELOVÁ, T. a JANURA, M. 2023. How Posture and Previous Sensorimotor Experience Influence Muscle Activity during Gait Imagery in Young Healthy Individuals. *Brain Sciences* [online]. 13(11), [cit. 2024-05-03]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci13111605.

KUGLER, P., JAREMENKO, Ch., SCHLACHETZKI, J., WINKLER, J., KLUCKEN, J. a ESKOFIER, B. 2013. Automatic recognition of Parkinson's disease using surface electromyography during standardized gait tests. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online].

IEEE, 5781-5784, [cit. 2024-02-05]. ISBN 978-1-4577-0216-7. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2013.6610865.

KUGLER, P., SCHLACHETZKI, J.C.M., SCHRAMM, A., WINKLER, J., KLUCKEN, J. a ESKOFIER, B. 2013. Automated classification of Parkinson's disease and Essential Tremor by combining electromyography and accelerometer signals. *Basal Ganglia* [online]. 3(1), [cit. 2024-02-05]. ISSN 22105336. Dostupné z: doi:10.1016/j.baga.2013.01.059.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-618-2.

KYPTOVÁ, M.. 2015. Observace pohybu v rámci fyzioterapie pacientů po cévní mozkové příhodě. Diplomové práce, vedoucí Barbora Kolářová. Univerzita Palackého, Ústav fyzioterapie.

LACOURSE, M. G., ORR, E. L. R., CRAMER, S. C. a COHEN, M. J. 2005. Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *NeuroImage* [online]. 27(3), 505-519, [cit. 2024-04-01]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2005.04.025.

LAND, M., MENNIE, N. a RUSTED, J. 1999. The Roles of Vision and Eye Movements in the Control of Activities of Daily Living. *Perception* [online]. 28(11), 1311-1328, [cit. 2024-04-27]. ISSN 0301-0066. Dostupné z: doi:10.1068/p2935.

LARSEN, B. C., ONG, N. T., HODGES, N. J. a BORAUD, T. 2012. Watch and Learn: Seeing Is Better than Doing when Acquiring Consecutive Motor Tasks. *PLoS ONE* [online]. 7(6), [cit. 2023-01-07]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0038938.

LATASH, M. L., 2008. *Neurophysiological basis of movement*. Druhé. Champaign, Ill. : Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEMO, T., RODRIGUES, E. C. a VARGAS, C. D. 2014. Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG–COP association. *Neuroscience Letters* [online]. 577, 101-105, [cit. 2023-05-20]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2014.06.019.

LIN, J., ZHANG, L., GUO, R., et al. 2022. The influence of visual deprivation on the development of the thalamocortical network: Evidence from congenitally blind children and adults. *NeuroImage* [online]. 264, [cit. 2022-12-05]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2022.119722.

LINDEN, Ch. A., UHLEY, J. E., SMITH, D. a BUSH, M. A. 1989. The Effects of Mental Practice on Walking Balance in an Elderly Population. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 9(3), 155-169, [cit. 2024-04-09]. ISSN 0276-1599. Dostupné z: doi:10.1177/153944928900900303.

LOTZE, M., SCHELER, G., TAN, H.-R.M , BRAUN, C. a BIRBAUMER, N. '003. The musician's brain: functional imaging of amateurs and professionals during performance and imagery. *NeuroImage* [online]. 20(3), 1817-1829, [cit. 2024-01-12]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2003.07.018.

MAEDA, Fumiko, Galit KLEINER-FISMAN a Alvaro PASCUAL-LEONE, 2002. : Specificity of the Effect and Role of Observer's Orientation. *Journal of Neurophysiology*[online]. 2002-03-01, 87(3), 1329-1335, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00773.2000.

MANG, C. S., CAMPBELL, K. L., ROSS, C. J. D. a BOYD, L. A. 2013. Promoting Neuroplasticity for Motor Rehabilitation After Stroke: Considering the Effects of Aerobic Exercise and Genetic Variation on Brain-Derived Neurotrophic Factor. *Physical Therapy* [online]. 93(12), 1707-1716, [cit. 2023-11-08]. ISSN 00319023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20130053.

MARUSIC, U., GROSPRÊTRE, S., PARAVLIC, A., KOVAČ, S., PIŠOT, R. a TAUBE, W. 2018. Motor Imagery during Action Observation of Locomotor Tasks Improves Rehabilitation Outcome in Older Adults after Total Hip Arthroplasty. *Neural Plasticity* [online]. 2018, 1-9, [cit. 2024-04-17]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2018/5651391.

MATTAR, A. A. G. a GRIBBLE, P. L. 2005. Motor Learning by Observing. *Neuron* [online]. 46(1), 153-160, [cit. 2023-11-05]. ISSN 08966273. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuron.2005.02.009.

MCMANUS, L., DE VITO, G. a LOWERY, M. M. 2020. Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology*[online]. 2020-10-15, 11, [cit. 2024-02-05]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.576729.

MCNEILL, E., TOTH, A. J., HARRISON, A. J. a CAMPBELL, M. J. 2020. Cognitive to physical performance: a conceptual model for the role of motor simulation in performance. *International Review of Sport and Exercise Psychology*[online]. 2020-01-01, 13(1), 205-230, [cit. 2024-02-02]. ISSN 1750-984X. Dostupné z: doi:10.1080/1750984X.2019.1689573.

MCCORMICK, S. A., CAUSER, J. a HOLMES, P. S. 2012. Eye gaze metrics reflect a shared motor representation for action observation and movement imagery. *Brain and Cognition* [online]. 80(1), 83-88, [cit. 2024-04-01]. ISSN 02782626. Dostupné z: doi:10.1016/j.bandc.2012.04.010.

MCGREGOR, H. R., CASHABACK, J. G. A. a GRIBBLE, P. L. 2018. Somatosensory perceptual training enhances motor learning by observing. *Journal of Neurophysiology*[online]. 2018-12-01, 120(6), 3017-3025, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00313.2018.

MCGREGOR, H. R. a GRIBBLE, P. L. 2017. Functional connectivity between somatosensory and motor brain areas predicts individual differences in motor learning by observing. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2017-08-01, 118(2), 1235-1243, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00275.2017.

MILDREN, R. L., ZABACK, M., ADKIN, A. L., BENT, L. R. a FRANK, J. S. 2018. *Learning to balance on a slackline: Development of coordinated multi-joint synergies* [online]. 28(9), 1996-2008, [cit. 2024-02-04]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13208.

MIZUGUCHI, N. a KANOSUE, K. 2017. Activity in brain activity during action observation and motor imagery: Their relationship with motor learning. *Sport and the Brain: The Science of Preparing, Enduring and Winning, Part B* [online]. 189-204, [cit. 2023-01-08]. ISBN 9780128118252. Dostupné z: doi:10.1016/bs.pbr.2017.08.008.

- MORALES, S., BOWMAN, L. C., VELNOSKEY, K. R., FOX, N. A. a REDCAY, E. 2019. An fMRI study of action observation and action execution in childhood. *Developmental Cognitive Neuroscience* [online]. 37, [cit. 2024-01-28]. ISSN 18789293. Dostupné z: doi:10.1016/j.dcn.2019.100655.
- MORASSO, P. G. a SANGUINETI, V. 2002. Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance During Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002-10-01, 88(4), 2157-2162, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.2002.88.4.2157.
- MORASSO, P. G. a SCHIEPPATI, M. 1999. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *Journal of Neurophysiology* [online]. 1999-09-01, 82(3), 1622-1626, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1999.82.3.1622.
- MUKAMEL, R., EKSTROM, A. D., KAPLAN, J., IACOBONI, M. a FRIED, I. 2010. Single-Neuron Responses in Humans during Execution and Observation of Actions. *Current Biology*[online]. 20(8), 750-756, [cit. 2024-04-15]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/j.cub.2010.02.045.
- MULDER, T., DE VRIES, S. a ZIJLSTRA, S. 2005. Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Experimental Brain Research* [online]. 163(3), 344-351, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-004-2179-4.
- MURATA, Y., HIGO, N., HAYASHI, T., NISHIMURA, Y., SUGIYAMA, Y., OISHI, T., TSUKADA, H., ISA, T. a ONOE, H. 2015. Temporal plasticity involved in recovery from manual dexterity deficit after motor cortex lesion in macaque monkeys. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience* [online]. 35(1), 84–95, [cit. 2023-01-08]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1737-14.2015>.
- MURPHY S.M. 1994. Imagery interventions in sport. *Med Sci Sports Exerc.* 26(4):486-494.
- MUTHURAMAN, M., HOSSEN, A., HEUTE, U., DEUSCHL, G. a RAETHJEN, J. 2011. A new diagnostic test to distinguish tremulous Parkinson's disease from advanced essential

tremor. *Movement Disorders* [online]. 26(8), 1548-1552, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0885-3185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.23672.

NAISH, K. R., HOUSTON-PRICE, C., BREMNER, A. J. a HOLMES, N. P. 2014. Effects of action observation on corticospinal excitability: Muscle specificity, direction, and timing of the mirror response. *Neuropsychologia* [online]. 64, 331-348, [cit. 2024-04-13]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuropsychologia.2014.09.034.

NAKANDAKARI, S.C.B.R., MUÑOZ, V.R., KUGAETAL., G. K. 2019. Short-term high-fat diet modulates several inflammatory, ER stress, and apoptosis markers in the hippocampus of young mice. *Brain, Behavior, and Immunity*, 79, 284–293, [cit. 2024-01-01].

NEUPER, Ch., SCHERER, R., REINER, M. a PFURTSCHELLER, G. 2005. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual–motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research* [online]. 25(3), 668-677, [cit. 2024-04-24]. ISSN 09266410. Dostupné z: doi:10.1016/j.cogbrainres.2005.08.014.

NIELSEN, J. B., PYNDT, H. S. a PETERSEN, N. T. 2003. Investigating human motor control by transcranial magnetic stimulation. *Experimental Brain Research* [online]. 2003-9-1, 152(1), 1-16, [cit. 2024-04-13]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-003-1537-y.

NOJIMA, I., MIMA, T., KOGANEMARU, S., THABIT, M. N., FUKUYAMA, H. a KAWAMATA, T. 2012. Human Motor Plasticity Induced by Mirror Visual Feedback. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2012-01-25, 32(4), 1293-1300, [cit. 2024-01-19]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.5364-11.2012.

NOJIMA, I., KOGANEMARU, S., KAWAMATA, T., FUKUYAMA, H. a MIMA, T. 2015. Action observation with kinesthetic illusion can produce human motor plasticity. *European Journal of Neuroscience* [online]. 41(12), 1614-1623, [cit. 2023-01-02]. ISSN 0953816X. Dostupné z: doi:10.1111/ejn.12921.

NUARA, A., BAZZINI, M. C., CARDELLICCHIO, P., SCALONA, E., DE MARCO, D., RIZZOLATTI, G., FABBRI-DESTRO, M. a AVANZINI, P. 2023. The value of corticospinal excitability and intracortical inhibition in predicting motor skill improvement



driven by action observation. *NeuroImage* [online]. 266, [cit. 2024-04-28]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2022.119825.

OKUYAMA, K., OGURA, M., KAWAKAMI, M. et al., 2018. Effect of the combination of motor imagery and electrical stimulation on upper extremity motor function in patients with chronic stroke. *Therapeutic Advances in Neurological Disorders* [online]. 2018-10-09, 11, [cit. 2024-05-10]. ISSN 1756-2864. Dostupné z: doi:10.1177/1756286418804785.

OBHI, S. S. a HOGEVEEN, J. 2010. Incidental action observation modulates muscle activity. *Experimental Brain Research* [online]. 203(2), 427-435, [cit. 2024-04-14]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-010-2253-z.

O'SHEA, H. a MORAN, A. 2017. Does Motor Simulation Theory Explain the Cognitive Mechanisms Underlying Motor Imagery? A Critical Review. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2017-02-17, 11, [cit. 2024-04-26]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2017.00072-

PAOLUCCI, T., CARDAROLA, A., COLONNELLI, P., FERRACUTI, G., GONNELLA, R., MURGIA, M., SANTILLI, V., PAOLONI, M., BERNETTI, A., AGOSTINI, F. a MANGONE, M. 2020. European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine [online]. 56(1), [cit. 2023-10-17]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.19.05757-5.

PAPAGIANNIS, G. I., TRIANTAFYLLOU, A. I., ROUMPELAKIS, I. M., et al. 2019. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature [online]. 43(1), 59-65, [cit. 2023-01-08]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/03091902.2019.1609610.

PARK, E. C. a HWANGBO, G. 2015. The effects of action observation gait training on the static balance and walking ability of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(2), 341-344, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.341.

PARK, Ch.-S. a KANG, K-Y. 2013. The Effects of Additional Action Observational Training for Functional Electrical Stimulation Treatment on Weight Bearing, Stability and

Gait Velocity of Hemiplegic Patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 25(9), 1173-1175, [cit. 2024-04-26]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.25.1173.

PARK, H.-R., KIM, J.-M., LEE, M.-K. a OH, D.-W. 2014. Clinical feasibility of action observation training for walking function of patients with post-stroke hemiparesis: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 28(8), 794-803, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215514523145.

PARK, H.-J., OH, D.-W., CHOI, J.-D., KIM, J.-M., KIM, S.-Y., CHA, Y.-J. a JEON, S.-J. 2017. Action observation training of community ambulation for improving walking ability of patients with post-stroke hemiparesis: a randomized controlled pilot trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 31(8), 1078-1086, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215516671982.

PARK, S. D., SONG, H. S. a KIM, J. Y. 2014. The effect of action observation training on knee joint function and gait ability in total knee replacement patients. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2014-6-28, 10(3), 168-171, [cit. 2024-01-12]. ISSN 2288-176X. Dostupné z: doi:10.12965/jer.140112.

PASHLER, H. 1994. Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*[online]. 116(2), 220-244, [cit. 2024-04-17]. ISSN 1939-1455. Dostupné z: doi:10.1037/0033-2909.116.2.220.

PATEL, M. 2017. Action observation in the modification of postural sway and gait: Theory and use in rehabilitation [online]. 58, 115-120, [cit. 2023-01-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.07.113.

PATEL, M., ROBERTS, R. E., RIYAZ, M. U. et al., 2015. Locomotor adaptation is modulated by observing the actions of others. *Journal of Neurophysiology* [online]. 114(3), 1538-1544, [cit. 2024-04-12]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00446.2015.

PELOSIN, E., AVANZINO, L., BOVE, M., STRAMESI, P., NIEUWBOER, A. a ABBRUZZESE, G. 2010. Action Observation Improves Freezing of Gait in Patients With Parkinson's Disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(8), 746-752, [cit. 2024-04-12]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968310368685.

PELOSIN, E., BARELLA, R., BET, C. et al., 2018. Effect of Group-Based Rehabilitation Combining Action Observation with Physiotherapy on Freezing of Gait in Parkinson's Disease. *Neural Plasticity* [online]. 2018-05-27, 2018, 1-7, [cit. 2024-01-11]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2018/4897276.

PELOSIN, E., BOVE, M., RUGGERI, P., AVANZINO, L. a ABBRUZZESE, G. 2013. Reduction of Bradykinesia of Finger Movements by a Single Session of Action Observation in Parkinson Disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 27(6), 552-560, [cit. 2024-04-12]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968312471905.

PELPHREY, K. A., MITCHELL, T. V., MCKEOWN, M. J., GOLDSTEIN, J., ALLISON, T. a MCCARTHY, G. 2003. Brain Activity Evoked by the Perception of Human Walking: Controlling for Meaningful Coherent Motion. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2003-07-30, 23(17), 6819-6825, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.23-17-06819.2003.

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: Normal and pathological function*. 2. New Jersey: Slack Incorporated. ISBN 978-1556427664.

PFUSTERSCHMIED, J., BUCHECKER, M., KELLER, M., WAGNER, H., TAUBE, W. a MÜLLER, E. 2013. Supervised slackline training improves postural stability. *European Journal of Sport Science* [online]. 13(1), 49-57, [cit. 2024-02-05]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2011.583991.

PFUSTERSCHMIED, J., STÖGGL, T., BUCHECKER, M., LINDINGER, S., WAGNER, H. a MÜLLER, E. 2013. Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 16(6), 562-566, [cit. 2024-02-05]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2012.12.006.

PRESBY, D. M., CHECKLEY, L. A., JACKMAN, M. R. et al., 2019. Regular exercise potentiates energetically expensive hepatic de novo lipogenesis during early weight regain. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* [online]. 2019-11-01, 317(5), 684-695, [cit. 2024-01-01]. ISSN 0363-6119. Dostupné z: doi:10.1152/ajpregu.00074.2019.

RAKÚS, A. 2009. Neuroplasticita. *Neurologie pro praxi* [online]. 10 (2), 83-85, [cit. 2022-11-26]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/02/05.pdf>.

RAMACHANDRAN, V. S. a ROGERS-RAMACHANDRAN, D. 1996. Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences* [online]. 1996-01-22, 263(1369), 377-386, [cit. 2024-01-19]. ISSN 0962-8452. Dostupné z: doi:10.1098/rspb.1996.0058.

REZZAN, G., MARINELLI, G., MARCATO, F., MELEGATI, G., TETTAMANTI, A. a GATTI, R. 2015. Efficacy of action observation pre-operative training in functional recovery after hip and knee prosthesis. *Physiotherapy* [online]. 101, e1502-e1503, [cit. 2024-04-24]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/j.physio.2015.03.1483.

RIZZOLATTI, G. a CRAIGHERO, L. 2004. The mirror-neuron system. *Annual Review of Neuroscience* [online]. 27(1), 169-192, [cit. 2023-01-07]. ISSN 0147-006X. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230.

RIZZOLATTI, G., FOGASSI, L. a GALLESE, V. 2001. Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action. *Nature Reviews Neuroscience* [online]. 2(9), 661-670, [cit. 2024-01-19]. ISSN 1471-003X. Dostupné z: doi:10.1038/35090060.

ROBERTA, M., BELFIORE, P. a LIPAROTI, M. 2020. Neuroplasticity and motor learning in sport activity. *Journal of Physical Education and Sport* [online]. 4(20), 2354-2359, [cit. 2023-11-04]. ISSN 2247 - 806X. Dostupné z: doi:10.7752/jpes.2020.s4318.

RODRIGUES, E.C., LEMOS, T., GOUVEA, B., VOLCHAN, E., IMBIRIBA, L. A. a VARGAS, C. D. 2010. Kinesthetic motor imagery modulates body sway. *Neuroscience* [online]. 169(2), 743-750, [cit. 2024-02-28]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2010.04.081.

ROETENBERG, D., BUURKE, J. H., VELTINK, P. H., FORNER CORDERO, A. a HERMENS, H. J. 2003. Surface electromyography analysis for variable gait [online]. 18(2), 109-117, [cit. 2023-01-08]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(03)00005-5.

ROOSINK, M. a ZIJDEWIND, I. 2010. Corticospinal excitability during observation and imagery of simple and complex hand tasks: Implications for motor rehabilitation. *Behavioural Brain Research* [online]. 213(1), 35-41, [cit. 2023-12-04]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi:10.1016/j.bbr.2010.04.027.

ROTHWELL, J.C, 1997. Techniques and mechanisms of action of transcranial stimulation of the human motor cortex. *Journal of Neuroscience Methods*[online]. 74(2), 113-122, [cit. 2024-04-13]. ISSN 01650270. Dostupné z: doi:10.1016/S0165-0270(97)02242-5.

RYAN, D., O'DONOGHUE, G., RIO, E., SEGURADO, E. a O'SULLIVAN, C. 2022. The effect of combined Action Observation Therapy with eccentric exercises in the treatment of mid-portion Achilles-tendinopathy: a feasibility pilot randomised controlled trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 14(1), [cit. 2023-01-08]. ISSN 2052-1847. Dostupné z: doi:10.1186/s13102-022-00594-z.

SARASSO, E., AGOSTA, F., PIRAMIDE, N., et al. 2021. Action Observation and Motor Imagery Improve Dual Task in Parkinson's Disease: A Clinical/ fMRI Study. *Movement Disorders* [online]. 36(11), 2569-2582, [cit. 2023-01-08]. ISSN 0885-3185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.28717.

SARASSO, E., GEMMA, M., AGOSTA, F., FILIPPI, M. a GATTI, R. 2015. Action observation training to improve motor function recovery: a systematic review. *Archives of Physiotherapy* [online]. 5(1), 1-12, [cit. 2023-11-16]. ISSN 2057-0082. Dostupné z: doi:10.1186/s40945-015-0013-x.

SAUNDERS, J. B., INMAN, V. T. a EBERHART, H. D. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 35(3), 543-558, [cit. 2024-02-04]. Dostupné z: [https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1953/35030/the\\_major\\_determinants\\_in\\_normal\\_and\\_pathological.3.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1953/35030/the_major_determinants_in_normal_and_pathological.3.aspx).

SEITZ, R. J. a ROLAND, P. E. 1992. Learning of Sequential Finger Movements in Man: A Combined Kinematic and Positron Emission Tomography (PET) Study. *European Journal of Neuroscience* [online]. 4(2), 154-165, [cit. 2024-01-20]. ISSN 0953-816X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1460-9568.1992.tb00862.x.

SERRIEN, B., HOHENAUER, E., CLIJSEN, R., TAUBE, W., BAEYENS, J-P. a KÜNG, U. 2017. Changes in balance coordination and transfer to an unlearned balance task after slackline training: a self-organizing map analysis. *Experimental Brain Research* [online]. 235(11), 3427-3436, [cit. 2024-02-05]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-017-5072-7.

SGANDURRA, G., BIAGI, L., FOGASSI, L., FERRARI, A., SICOLA, E., GUZZETTA, A., TOSETTI, M. a CIONI, G. 2020. Reorganization of action observation and sensory-motor networks after action observation therapy in children with congenital hemiplegia: A pilot study. *Developmental Neurobiology* [online]. 80(9-10), 351-360, [cit. 2024-04-28]. ISSN 1932-8451. Dostupné z: doi:10.1002/dneu.22783.

SGANDURRA, G., FERRARI, A., COSSU, G., GUZZETTA, A., FOGASSI, L. a CIONI, G. 2013. Randomized Trial of Observation and Execution of Upper Extremity Actions Versus Action Alone in Children With Unilateral Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 27(9), 808-815, [cit. 2024-04-28]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968313497101.

SHAMILI, A., MEHRABAN, A. H., AZAD, A., RAISSI, G. R., SHATI, M. a FARAJZADEH, A. 2021. Effectiveness of Self-Action Observation Therapy as a Novel Method on Paretic Upper Limb and Cortical Excitability Post-Stroke: A Single-Subject Study. *Medical Journal of The Islamic Republic of Iran*. Dostupné z: <https://doi.org/10.47176/mjiri.35.193>.

SHORT, S. E., TENUTE, A. a FELTZ, D. L. 2005. Imagery use in sport: Mediation effects for efficacy. *Journal of Sports Sciences* [online]. 23(9), 951-960, [cit. 2024-01-12]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640410400023373.

SINGH, R. E., IQBAL, K. a WHITE, G. 2020. Proficiency-based recruitment of muscle synergies in a highly perturbed walking task (slackline). *Engineering Reports* [online]. 2(10), [cit. 2024-02-04]. ISSN 2577-8196. Dostupné z: doi:10.1002/eng2.12253.

SINGH, R. E., WHITE, G., DELIS, I a IQBAL, K. 2020. Alteration of muscle synergy structure while walking under increased postural constraints. *Cognitive Computation and*

*Systems* [online]. 2(2), 50-56, [cit. 2024-02-04]. ISSN 2517-7567. Dostupné z: doi:10.1049/ccs.2019.0021.

SISTI, H. M., BEEBE, A., BISHOP, M. a GABRIELSSON, E. 2022. A brief review of motor imagery and bimanual coordination. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 16, [cit. 2023-01-07]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2022.1037410.

SMITH, R. S., WOOD, G., COYLES, G., ROBERTS, J. W. a WAKEFIELD, C. J. 2019. The effect of action observation and motor imagery combinations on upper limb kinematics and EMG during dart-throwing [online]. 29(12), 1917-1929, [cit. 2023-01-02]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.13534.

SOZZI, S., HONEINE, J-L., DO, M-C. a SCHIEPPATI, M. 2013. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clinical Neurophysiology* [online]. 124(6), 1175-1186, [cit. 2024-02-04]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2012.12.001.

STAMPANONI BASSI, M., IEZZI, E., GILIO, L., CENTONZE, D. a BUTTARI, F. 2019. Synaptic Plasticity Shapes Brain Connectivity: Implications for Network Topology. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 20(24), 1-17, [cit. 2024-01-02]. ISSN 1422-0067. Dostupné z: doi:10.3390/ijms20246193.

STE-MARIE, D. M., LAW, B., RYMAL, A. M., JENNY, O., HALL, C. a MCCULLAGH, P. 2012. Observation interventions for motor skill learning and performance: an applied model for the use of observation. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [online]. 5(2), 145-176, [cit. 2024-02-02]. ISSN 1750-984X. Dostupné z: doi:10.1080/1750984X.2012.665076.

STEFAN, K., COHEN, L. G., DUQUE, J., MAZZOCCHIO, R., CELNIK, P., SAWAKI, L., UNGERLEIDER, L. a CLASSEN, J. 2005. Formation of a Motor Memory by Action Observation. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2005-10-12, 25(41), 9339-9346, [cit. 2024-01-10]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.2282-05.2005.

STINS, J. F., SCHNEIDER, I. K., KOOLE, S. L. a BEEK, P. J. 2015. The Influence of Motor Imagery on Postural Sway: Differential Effects of Type of Body Movement and Person

Perspective. *Advances in Cognitive Psychology* [online]. 11(3), 77-83, [cit. 2023-05-21]. ISSN 18951171. Dostupné z: doi:10.5709/acp-0173-x.

TAKAKUSAKI, K., 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [online]. 2013-09-15, 28(11), 1483-1491, [cit. 2024-02-04]. ISSN 0885-3185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.25669.

TANI, M., ONO, Y., MATSUBARA, M., OHMATSU, S., YUKAWA, Y., KOHNO, M. a TOMINAGA, T. 2018. Action observation facilitates motor cortical activity in patients with stroke and hemiplegia. *Neuroscience Research* [online]. 133, 7-14, [cit. 2024-04-21]. ISSN 01680102. Dostupné z: doi:10.1016/j.neures.2017.10.002.

TAUBE, W., LORCH, M., ZEITER, S. a KELLER, M. 2014. Non-physical practice improves task performance in an unstable, perturbed environment: motor imagery and observational balance training. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2014-12-04, 8, 1-10, [cit. 2024-04-24]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2014.00972.

TAUBE, W., MOUTHON, M., LEUKEL, CH., HOOGEWOUDE, H.-M., ANNONI, J.-M., KELLER, M. 2015. Brain activity during observation and motor imagery of different balance tasks: An fMRI study. *Cortex* [online]. 64, 102-114, [cit. 2024-04-26]. ISSN 00109452. Dostupné z: doi:10.1016/j.cortex.2014.09.022.

TEMPORITI, F., RUSPI, A., DE LEO, D., UGOLINI, A., GRAPPIOLO, G., AVANZINI, P., RIZZOLATTI, G. a GATTI, R. 2022. Action Observation and Motor Imagery administered the day before surgery enhance functional recovery in patients after total hip arthroplasty: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 36(12), 1613-1622, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/02692155221116820.

TETTAMANTI, A., PACI, E., PELACHIN, M., CATTRYSSSE, E., KERCKHOFS, E. a GATTI, R. 2015. Effect of an action observation training on balance performance in healthy subjects. *Physiotherapy*[online]. 101, [cit. 2024-04-26]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/j.physio.2015.03.1482.

THIEME, H., MORKISCH, N., MEHRHOLZ, J., POHL, M., BEHRENS, J., BORGETTO, B. a DOHLE, Ch. 2018. Mirror therapy for improving motor function after stroke. *Cochrane*



*Database of Systematic Reviews* [online]. 2018(7), [cit. 2024-01-19]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD008449.pub3.

TIA, B., SAIMPONT, A., PAIZIS, Ch., MOUREY, F., FADIGA, L., POZZO, T. a GRIBBLE, P. 2011. Does Observation of Postural Imbalance Induce a Postural Reaction? *PLoS ONE* [online]. 2011-3-15, 6(3), [cit. 2024-04-26]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0017799.

TOFAS, T., DRAGANIDIS, D., DELI, CH. K., GEORGAKOULI, K., FATOUROS, I. G. a JAMURTAS, A. Z. 2020. Exercise-Induced Regulation of Redox Status in Cardiovascular Diseases: The Role of Exercise Training and Detraining. *Antioxidants* [online]. 9(1), [cit. 2024-01-01]. ISSN 2076-3921. Dostupné z: doi:10.3390/antiox9010013.

TULIPANI, L., BOOCOCK, M. G., LOMOND, K. V., EL-GOHARY, M., REID, D. A. a HENRY, S. M. 2018. Validation of an Inertial Sensor System for Physical Therapists to Quantify Movement Coordination During Functional Tasks. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2018-02-1, 34(1), 23-30, [cit. 2024-05-01]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2016-0139.

TOMINAGA, W., MATSUBAYASHI, J., DEGUCHI, Y. et al., 2009. A mirror reflection of a hand modulates stimulus-induced 20-Hz activity. *NeuroImage* [online]. 46(2), 500-504, [cit. 2024-01-19]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2009.02.021.

TUNG, M. L., MURPHY, I. C., GRIFFIN, S C., et al. 2014. Observation of limb movements reduces phantom limb pain in bilateral amputees. *Annals of Clinical and Translational Neurology* [online]. 1(9), 633-638, [cit. 2023-01-08]. ISSN 2328-9503. Dostupné z: doi:10.1002/acn3.89.

VAŘEKA, I., JANURA, M. a VAŘEKOVÁ, R. 2018. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 25(2), 81-86, [cit. 2024-02-03]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/327594975>.

VÉLE, F. 2006. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.

VILLAFANE, J. H., PIRALI, C., ISGRÒ, M., VANTI, C., BURASCHI, R. a NEGRINI, S. 2016. Effects of Action Observation Therapy in Patients Recovering From Total Hip Arthroplasty Arthroplasty: A Prospective Clinical Trial. *Journal of Chiropractic Medicine* [online]. 15(4), 229-234, [cit. 2024-04-24]. ISSN 15563707. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcm.2016.08.011.

VILLAFANE, J. H., ISGRÒ, M., BORSATTI, M., BERJANO, P., PIRALI, C. a NEGRINI, S. 2017. Effects of action observation treatment in recovery after total knee replacement: a prospective clinical trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 31(3), 361-368, [cit. 2024-01-12]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215516642605.

VILLIGER, M., ESTÉVEZ, N., HEPP-REYMOND, M-C., KIPER, D., KOLLIAS, S. S., ENG, K., HOTZ-BOENDERMAKER, S. a AVENANTI, A. 2013. Enhanced Activation of Motor Execution Networks Using Action Observation Combined with Imagination of Lower Limb Movements. *PLoS ONE* [online]. 2013-8-28, 8(8), 1-11, [cit. 2024-01-20]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0072403.

WATANABE, K. 2008. Behavioral speed contagion: Automatic modulation of movement timing by observation of body movements. *Cognition* [online]. 106(3), 1514-1524, [cit. 2024-04-26]. ISSN 00100277. Dostupné z: doi:10.1016/j.cognition.2007.06.001.

WATKINS, K.E., STRAFELLA, A. P. a PAUS, T. 2003. Seeing and hearing speech excites the motor system involved in speech production. *Neuropsychologia* [online]. 41(8), 989-994, [cit. 2024-04-01]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/S0028-3932(02)00316-0.

WILLIAMS, A. a GRIBBLE, P. L. 2012. Observed effector-independent motor learning by observing. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2012-03-15, 107(6), 1564-1570, [cit. 2024-01-19]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00748.2011.

WINTER, D., 1995. *Human balance and posture control during standing and walking* [online]. 3(4), 193-214, [cit. 2024-04-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9.

WINTER, D. A., PRINCE, F., FRANK, J. S., POWELL, C. a ZABJEK, K. F. 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology* [online].

1996-06-01, 75(6), 2334-2343, [cit. 2024-02-04]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1996.75.6.2334.

WRZECIONO, A., CZECH, O., SZARY, P. a RUTKOWSKI, S. 2021. Analysis of the slackline training impact on human balance- a preliminary report of a randomized trial. *Slovak Journal of Sport Science* [online]. 2021-01-15, 7(2), 16-22, [cit. 2024-04-28]. ISSN 24539325. Dostupné z: doi:10.24040/sjss.2020.6.2.16-22.

WRIGHT, D. J., WILLIAMS, J. a HOLMES, P. S. 2014. Combined action observation and imagery facilitates corticospinal excitability. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 8, [cit. 2023-01-02]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2014.00951.

WOOLLACOTT, M. a SHUMWAY-COOK, A. 2002. *Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research*[online]. 16(1), 1-14, [cit. 2024-04-18]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(01)00156-4.

YARMAND, H., ASHAYERI, H., GOLFAM, A. a AMERI, H. 2016. The Effect of Mirror Neurons Stimulation on Syntax Development of Female Persian Autistic Children. *International Journal of English Linguistics* [online]. 2016-11-24, 6(6), [cit. 2024-01-19]. ISSN 1923-8703. Dostupné z: doi:10.5539/ijel.v6n6p67.

ZAPPAROLI, L., SACHELI, L. M., SEGHEZZI, S., et al. 2020. Motor imagery training speeds up gait recovery and decreases the risk of falls in patients submitted to total knee arthroplasty. *Scientific Reports* [online]. 10(1), [cit. 2023-01-08]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-65820-5.

ZIJDEWIND, I., TOERING, S. T., BESSEM, B., VAN DER LAAN, O. a DIERCKS, R. L. 2003. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles [online]. 28(2), 168-173, [cit. 2023-05-20]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.10406.

## Seznam použitých zkratek

- ADL – activity of daily living  
ATP – adenosintrifosfát  
AON – action observation network  
AOT – action observation therapy  
BDNF – brain-derived neurotrophic factor  
bilat. - bilaterálně  
CMP – cévní mozková příhoda  
CNS – centrální nervová soustava  
COM – centre of mass  
COP – centre of pressure  
CPG – centrální generátory pohybu  
DF – dorzální flexe  
DMO – dětská mozková obrna  
dx. - dextra  
EMG – elektromyografie  
fMRI – funkční magnetická rezonance  
FSST – Four Square test  
HZK – hlezenní kloub  
KlidPředObs – Klid před observací chůze po slackline  
KOK – kolenní kloub  
KYK – kyčelní kloub  
m. BB – musculus biceps brachii  
m. BF – musculus biceps femoris  
m. EDL – musculus extensor digitorum longus  
m. EHL – musculus extensor hallucis longus  
MEP – motorické evokované potenciály  
m. GM – musculus gastrocnemius medialis  
m. GMed – musculus gluteus medius  
MJ – motorická jednotka  
MNS – mirror neuron system  
m. PL – m. peroneus longus  
m. QF – musculus quadriceps femoris

m. QL – musculus quadratus lumborum

m. RF – musculus rectus femoris

MRI – magnetická rezonance

m. SOL – musculus soleus

m. TA – musculus tibialis anterior

m. TA – musculus tibialis anterior

m. TFL – musculus tensor fasciae latae

m. TS – musculus triceps surae

m. v. med. – musculus vastus medialis

ObsPoPohyb – Observace chůze po slackline po reálné exekuci pohybu

ObsPředPohyb – Observace chůze po slackline před reálnou exekucí pohybu

PF – plantární flexe

PN – Parkinsonova nemoc

sin. - sinistra

TEP – totální endoprotéza

TUG – Timed Up and Go test

v. intermed. – vastus intermedius

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Observe videa pohybu zdravé horní končetiny (vlevo) a kontrolní observe "slide-show" statických obrázků (vpravo) (Harmsen et al., 2015, s. 512) .....	18
<b>Obrázek 2</b> Aktivace příslušných oblastí mozku při observaci pohybu (nahore) a při exekuci pohybu (dole) (Hardwick et al., 2018, s. 34) .....	24
<b>Obrázek 3</b> Umístění EMG elektrod na A) m. TA, B) m. GM, C) os sacrum (zdroj: vlastní) .....	38
<b>Obrázek 4</b> Průběh měření A) při observaci videa v klidu, B) při chůzi po čáře, C) při chůzi po slackline (zdroj: vlastní) .....	39
<b>Obrázek 5</b> Svalová aktivita m. TA a m. GM bilat. během jednotlivých měřených situací při 1. měření .....	49
<b>Obrázek 6</b> Svalová aktivita m. TA a m. GM bilat. během jednotlivých měřených situací při 2. měření .....	50
<b>Obrázek 7</b> Posturální výchylky z os sacrum během jednotlivých měřených situací při 1. měření .....	51
<b>Obrázek 8</b> Posturální výchylky z os sacrum během jednotlivých měřených situací při 2. měření .....	52
<b>Obrázek 9</b> Srovnání svalové aktivity m. TA bilat. u trénující (T) a netrénující (N) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací .....	57
<b>Obrázek 10</b> Srovnání svalové aktivity m. GM bilat. u trénující (T) a netrénující (T) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací .....	58
<b>Obrázek 11</b> Srovnání posturálních výchylek z os sacrum os x, y, z u trénující (T) a netrénující (N) skupiny při observaci chůze po slackline během jednotlivých měřených situací .....	59

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika měřených probandů .....	42
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při prvním měření .....	42
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při druhém měření.....	44
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při prvním měření .....	45
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika průměrných hodnot posturálních výchylek z akcelerometru na sacru (osy x, y, z) během KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při druhém měření .....	46
<b>Tabulka 6</b> p-hodnoty testovaných svalů při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při observaci chůzi po slackline při prvním měření.....	47
<b>Tabulka 7</b> p-hodnoty testovaných svalů při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při observaci chůzi po slackline při druhém měření .....	48
<b>Tabulka 8</b> p-hodnoty posturálních výchylek při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs1, ObsPředPohyb1, ObsPoPohyb1 při observaci chůzi po slackline při prvním měření .....	48
<b>Tabulka 9</b> p-hodnoty posturálních výchylek při porovnání jednotlivých situací KlidPředObs2, ObsPředPohyb2, ObsPoPohyb2 při observaci chůzi po slackline při druhém měření .....	49
<b>Tabulka 10</b> Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs, ObsPředPohyb a ObsPoPohyb u trénující skupiny.....	53
<b>Tabulka 11</b> Popisná statistika průměrných hodnot svalové aktivity během KlidPředObs, ObsPředPohyb a ObsPoPohyb u netrénující skupiny .....	54

**Tabulka 12** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs, ObsPředPohyb, ObsPoPohyb u trénující skupiny ..... 55

**Tabulka 13** Popisná statistika průměrných hodnot akcelerometrických dat (osy x, y, z) během KlidPředObs, ObsPředPohyb, ObsPoPohyb u netrénující skupiny ..... 56





## **Seznam příloh**

Příloha 1 Vyjádření Etické komise FZV UP .....	122
Příloha 2 Informovaný souhlas .....	123

## Přílohy

### Příloha 1 Vyjádření Etické komise FZV UP

	Fakulta zdravotnických věd
UPOL - 48880/FZV-2023	Vážená paní Bc. Denisa Boháčová
2023-02-16	
Vyjádření Etické komise FZV UP	
Vážená paní bakalářko,	
na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „ <b>Observace náročnější variace chůze u zdravých jedinců</b> “, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno	
<b>souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .</b>	
S pozdravem,	UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI Fakulta zdravotnických věd Etická komise Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc
Mgr. Renáta Váverková předsedkyně Etické komise FZV UP	
Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci Hněvotínská 3   775 15 Olomouc   T: 585 632 880 www.fzv.upol.cz	

Zdroj: (vlastní)



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci

### **Informovaný souhlas**

Pro diplomovou práci: Observace náročnější variace chůze u zdravých jedinců

Období realizace: 2/2023–5/2024

Řešitelé výzkumu k diplomové práci: Bc. Denisa Boháčová, Mgr. Hana Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit vliv observace (pozorování) chůze po čáře a chůze po slackline na svalovou aktivitu dolních končetin. Měření bude realizováno pomocí elektromyografických senzorů, které budou upevněny na kůži, která by měla být pečlivě oholena a před nalepením elektrod bude kůže očištěna alkoholovou dezinfekcí. Na elektrodách budou přilepeny hypoalergenní lepicí štítky. Svalová aktivita bude zaznamenávána nejprve v klidu, dále při sledování videa s nahrávkou chůze, poté při samotném provedení chůze, a poté opět při sledování videa s nahrávkou chůze. Takto bude měřeno pro oba typy chůze. Průběh měření, včetně přípravy na měření nepřesáhne 45 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 diplomové práce**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitelka diplomové práce mě informovala o podstatě výzkumu a seznámila mě s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu diplomové práce a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
www.fzv.upol.cz

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

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

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

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu diplomové práce: \_\_\_\_\_

V Olomouci dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitelky výzkumu diplomové práce: \_\_\_\_\_