

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**  
**Ústav klinické rehabilitace**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2024**

**Bc. Adéla Balejová**

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

**Bc. Adéla Balejová**

**Imaginace náročnější variace chůze v obraze povrchové  
elektromyografie**

**Diplomová práce**

Vedoucí práce: Mgr. Hana Haltmar

OLOMOUC 2024

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené elektronické zdroje.

V Olomouci dne 17. 5. 2024

.....

podpis

**Poděkování:**

Ráda bych poděkovala Mgr. Haně Haltmar za odborné vedení, poskytování cenných a přínosných rad a za čas, který věnovala vedení této diplomové práce. V neposlední řadě také za laskavost, trpělivost a ochotu. Další poděkování patří RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat a i mé rodině a blízkým za všeobecnou podporu, a také všem zúčastněným probandům.

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Imaginace náročnější variace chůze v obraze povrchové elektromyografie

**Název práce v AJ:** Motor imagery of more demanding gait variations in surface electromyography

**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. Adéla Balejová

**Vedoucí práce:** Mgr. Hana Haltmar

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

### Abstrakt v ČJ:

**Úvod:** Imaginace pohybu, neboli představa pohybu, je mentální úkon vykonávaný bez jakéhokoliv volního pohybu těla. Trénink imaginace pohybu může mít vliv na svalovou aktivitu nebo na změnu posturálních výchylek u trénovaného jedince. Jeho užitím dochází k zapojení mozkových struktur, které se podílejí na řízení pohybu při jeho reálné exekuci.

**Cíl:** Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv imaginace chůze po slackline na svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin.

**Metodika:** V experimentální části diplomové práce bylo změřeno 19 probandů. Jejich průměrný ( $\pm$  SD) věk byl 24,3 ( $\pm$  1,6) let, výška 174 ( $\pm$  10,3) cm a hmotnost 71,2 ( $\pm$  14,3) kg. Všichni probandi prokázali dobrou schopnost imaginace pohybu při testování dotazníkem MIQ-R. Pomocí IMU senzorů byla bilaterálně z oblasti dolních končetin snímána aktivita m. tibialis anterior (m. TA) a m. gastrocnemius medialis (m. GM). Senzor snímající akcelerometrická data byl umístěn do oblasti os sacrum. Probandi během prvního a druhého měření, které následovalo po 14 dnech, provedli za několika podmínek imaginaci chůze po slackline, kterou i reálně exekovali. Mezi měřeními proběhl u randomizovaného počtu

probandů tréninku imaginace pohybu. Testované situace byly následující: klidová situace K1 (první měření) a K2 (druhé měření), I1-1 (imaginace pohybu během prvního měření před exekucí pohybu) a I1-2 (imaginace pohybu během prvního měření po exekuci pohybu) a I2-1 (imaginace pohybu během druhého měření před exekucí pohybu) a I2-2 (imaginace pohybu během druhého měření po exekuci pohybu). Ověření normality naměřených dat proběhlo pomocí Shapirova-Wilkova testu. Data, která vykazovala nenormální rozdělení, byla hodnocena neparametrickými testy. Statistická významnost byla určena pro hodnoty na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ . Pro vyhodnocení EMG i akcelerometrických dat byla použita Friedmanova ANOVA. Pro porovnání p-hodnot EMG i akcelerometrických dat u jednotlivých situací byl použit Wilcoxonův párový post hoc test. Při porovnávání p-hodnot EMG i akcelerometrických dat u trénovaných a netrénovaných jedinců byl použit neparametrický párový Mann-Whitney U Test.

**Výsledky:** Statisticky významný EMG signál byl zaznamenán při imaginaci pohybu pro m. TA dx při porovnávání situací K1  $\times$  I1-2 během prvního měření ( $p = 0,027$ ) a pro m. TA sin při porovnávání situací K2  $\times$  I2-1 během druhého měření ( $p = 0,033$ ). Vyšších průměrných EMG hodnot dosahoval m. GM bilaterálně za všech testovaných situací během prvního a druhého měření oproti m. TA. U akcelerometrických dat nebylo dosaženo žádné statistické významnosti. Nejvyšších průměrných akcelerometrických hodnot dosahovala osa y (kraniokaudální posun pánve) při všech testovaných situacích během prvního i druhého měření. Vliv tréninku imaginace pohybu u EMG dat při porovnávání trénovaných a netrénovaných probandů nebyl statisticky významný. Nejvyšších průměrných EMG hodnot dosáhli netrénující probandi u m. GM sin při situacích K2, I2-1 a I2-2. U akcelerometrických dat, při porovnávání trénovaných a netrénovaných probandů, vyšla statisticky významná hodnota pro osu y při situaci I2-1 ( $p = 0,035$ ). Nejvyšších průměrných akcelerometrických hodnot dosáhli trénující i netrénující probandi u osy y.

**Závěr:** Imaginace pohybu má vliv na svalovou aktivitu dolních končetin, a i na posturální výchylky z oblasti os sacrum. Vliv tréninku imaginace pohybu na posturální výchylky byl prokázán pouze pro osu y. V rámci svalové aktivity dolních končetin vliv tréninku prokázán nebyl.

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

**Introduction:** Movement imagination, or the mental rehearsal of movement, is a mental process performed without any voluntary body movement. Training in movement imagination

can influence muscle activity or alter postural deviations in the trained individual. Its use engages brain structures involved in movement control during its real execution.

**Aim:** The aim of the thesis was to determine the effect of imagining walking on a slackline on the muscle activity of selected lower limb muscles.

**Methods:** In the experimental part of the thesis, 19 subjects were measured. Their average ( $\pm$  SD) age was 24.3 ( $\pm$  1.6) years, height 174 ( $\pm$  10.3) cm, and weight 71.2 ( $\pm$  14.3) kg. All subjects demonstrated good ability in imagining movement according to the MIQ-R questionnaire. Using IMU sensors, bilateral activity of the m. tibialis anterior (m. TA) and m. gastrocnemius medialis (m. GM) was recorded in the area of the lower limbs. The sensor capturing accelerometer data was placed in the sacral area. Subjects performed under several conditions the imagination of walking on a slackline during the first and second measurements, which were carried out 14 days apart and were followed by actual execution of the movement. Between measurements, a randomized number of subjects underwent movement imagination training. The tested situations were as follows: resting situation K1 (first measurement) and K2 (second measurement), I1-1 (movement imagination during the first measurement before movement execution) and I1-2 (movement imagination during the first measurement after movement execution), and I2-1 (movement imagination during the second measurement before movement execution) and I2-2 (movement imagination during the second measurement after movement execution). Normality of the measured data was verified using the Shapiro-Wilk test. Data showing non-normal distribution were evaluated using non-parametric tests. Statistical significance was determined for values at the significance level  $p \leq 0.05$ . Friedman ANOVA was used to evaluate both EMG and accelerometer data. Wilcoxon paired post hoc test was used to compare p-values of EMG and accelerometer data in individual situations. When comparing p-values of EMG and accelerometer data between trained and untrained individuals, non-parametric paired Mann-Whitney U Test was used.

**Results:** Statistically significant EMG signals were recorded during movement imagination for the m. TA dx when comparing situations K1  $\times$  I1-2 during the first measurement ( $p = 0.027$ ) and for the m. TA sin when comparing situations K2  $\times$  I2-1 during the second measurement ( $p = 0.033$ ). Higher average EMG values were achieved bilaterally for m. GM in all tested situations during the first and second measurements compared to m. TA. No statistical significance was reached for accelerometer data. The highest average accelerometer values were observed for the y-axis (cranio-caudal pelvic shift) in all tested situations during both the first and second measurements. The effect of movement imagination training on EMG data

when comparing trained and untrained participants was not statistically significant. The highest average EMG values were achieved by untrained participants for the m. GM sin in situations K2, I2-1, and I2-2. For accelerometer data, a statistically significant value was obtained for the y-axis when comparing trained and untrained participants during situation I2-1 ( $p = 0.035$ ). The highest average accelerometer values were achieved by both trained and untrained participants for the y-axis.

**Conclusion:** Movement imagination affects the muscle activity of the lower limbs and postural deviations from the sacrum area. The effect of movement imagination training on postural deviations was only demonstrated for the y-axis. Within the muscle activity of the lower limbs, the effect of training was not demonstrated.

**Klíčová slova v ČJ:** představa pohybu, chůze, povrchová elektromyografie, elektromyografická (EMG) data, akcelerometrická data, motorický trénink, slackline trénink

**Klíčová slova v AJ:** motor imagery, gait, surface electromyography, electromyography (EMG) data, accelerometer data, motor training, slackline training

**Rozsah práce:** počet stran 114/počet příloh 3



# Obsah

ÚVOD .....	12
1 Imaginace pohybu.....	14
1.1 Definice imaginace pohybu.....	14
1.2 Faktory ovlivňující imaginaci pohybu.....	15
1.2.1 Motorická kontrola .....	15
1.2.2 Explicitnost a implicitnost imaginace pohybu .....	16
1.2.3 Smyslové modality .....	16
1.3 Dělení imaginace pohybu.....	17
1.4 Aktivita mozku při imaginaci.....	17
1.4.1 Kinestetická a vizuální imaginace pohybu.....	20
1.5 Neurofyziologický aspekt imaginace pohybu .....	22
1.5.1 Teorie imaginace .....	23
1.6 Využití imaginace pohybu .....	23
2 Realizace pohybu.....	26
2.1 Realizace pohybu v porovnání s imaginací pohybu .....	26
2.2 Cílený a mimovolní pohyb.....	27
3 Chůze .....	28
3.1 Neurofyziologický aspekt chůze .....	29
3.2 Biomechanické hledisko chůze .....	29
3.3 Jednotlivé stupně řízení chůze.....	30
3.4 Slackline jako varianta náročnější variace chůze .....	31
4 Motorický trénink .....	33
4.1 Zrcadlové neurony .....	34

5	Neuroplasticita mozku .....	36
6	Povrchová elektromyografie .....	40
6.1	Inerciální měřicí jednotky (IMU) .....	42
7	Výzkumné cíle a hypotézy .....	43
7.1	Hlavní cíl .....	43
7.2	Dílčí cíl .....	43
7.3	Hypotézy .....	43
7.3.1	Hypotéza 1 .....	43
7.3.2	Hypotéza 2 .....	43
7.3.3	Hypotéza 3 .....	43
7.3.4	Hypotéza 4 .....	43
8	Metodika .....	45
8.1	Charakteristika souboru .....	45
8.2	Metody sběru dat .....	45
8.3	Realizace výzkumu .....	45
8.4	Postup měření .....	46
8.4.1	Přípravná fáze .....	47
8.4.2	Realizace měření .....	47
9	Metody zpracování dat .....	49
9.1	Metody statistického hodnocení .....	49
10	Výsledky výzkumu .....	50
10.1	Vyjádření k hypotézám vycházející ze statistického hodnocení .....	54
10.2	Výsledky k hypotéze 1 .....	54
10.3	Výsledky k hypotéze 2 .....	57

10.4	Výsledky k hypotéze 3.....	59
10.5	Výsledky k hypotéze 4.....	59
11	Diskuse .....	62
11.1	Svalová aktivita při imaginaci pohybu .....	64
11.2	Akcelerometrická aktivita z oblasti os sacrum.....	68
11.3	Vliv tréninku imaginace pohybu .....	72
11.4	Přínos do rehabilitační praxe.....	78
11.4.1	Přínos imaginace pohybu do sportu.....	82
11.5	Limity studie.....	83
	ZÁVĚR .....	87
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	89
	SEZNAM ZKRATEK.....	104
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	105
	SEZNAM TABULEK.....	106
	SEZNAM PŘÍLOH.....	107
	PŘÍLOHY.....	108

## ÚVOD

Na imaginaci, neboli představu pohybu, lze nahlížet jako na „ztělesněné poznávání“. Představa pohybu jako taková přitahuje velkou vědeckou pozornost, protože může posloužit jako podklad neurorehabilitace a také pod tímto pojmem lze nalézt mnoho kognitivních schopností. Nejedná se tak pouze o jednu kognitivní složku, ale o mnohem atraktivnější pole působnosti mnoha mozkových funkcí. Tento fakt může být důvodem, proč se imaginace pohybu vyskytuje ve výzkumech i v oborech jako jsou psychologie, neurofyziologie nebo klinická neurologie. Imaginaci pohybu lze kombinovat i s fyzickým cvičením a lze ji využívat pro učení určitých motorických dovedností v rámci sportovního odvětví. V této diplomové práci byla imaginace pohybu užita pro zjištění jejího vlivu na EMG aktivitu svalů dolních končetin a na posturální výchylky z oblasti os sacrum, které se dějí při jejím provádění.

Měření dat probíhalo při imaginaci náročnější variace chůze. Jednou z náročnějších variací chůze je chůze po slackline, která je v dnešní době brána jako rekreační sport. Jedná se o čáru složenou z nylonových popruhů, která je dostatečně pevně napnuta mezi dva kotevní body, aby na ní mohli jedinci balancovat. Chůze po slackline je specifická zvýšenou posturální kontrolou a neuromuskulární aktivací. Posturální kontrola je kontrola těžiště v mezích základny opory a je udržována neuromuskulární reakcí pro hlavní klouby dolních končetin, kterými jsou kyčle, kolena a kotníky. Chůzí po slackline dochází ke zlepšení motorické a posturální kontroly, k tréninku balance a jejím trénováním lze preventivně předcházet pádům nebo zraněním. Užitím této náročnější variace chůze dochází u mladých zdravých jedinců k vylepšení posturální a motorické kontroly a zároveň lze tento trénink využít i v rámci imaginace pohybu. A právě z těchto důvodů byla tato těžší variace chůze zvolena do experimentální části této diplomové práce.

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit vliv imaginace pohybu chůze po slackline na svalovou aktivitu vybraných kosterních svalů dolních končetin u mladých zdravých dospělých jedinců. Jedná se o svaly musculus (m.) tibialis anterior (m. TA) a m. gastrocnemius medialis (m. GM). Mezi dílčí cíle práce spadalo zjistit posturální výchylky během imaginace chůze po slackline z oblasti pánevního pletence, konkrétně ze senzoru umístěného na os sacrum. Druhým dílčím cílem bylo objasnit vliv tréninku imaginace chůze po slackline, který probíhal mezi dvěma provedenými měřeními a trval 14 dní.

Struktura diplomové práce zahrnuje část přehledovou, teoretickou, obsahující informace o imaginaci pohybu, o aktivaci mozku při představě pohybu, o realizaci pohybu, informace o chůzi

jako takové, o motorickém tréninku spojeném s neuroplasticitou mozkovou a v neposlední řadě o povrchové elektromyografii, která byla užita v praktické, experimentální části diplomové práce. Experimentální část zahrnuje experiment týkající se měření elektromyografické a akcelerometrické aktivity z oblasti svalů dolních končetin a os sacrum u zdravých mladých jedinců.

Odborné studie k tématu byly vyhledávány v databázích PubMed, Google Scholar a EBSCO. Hledání probíhalo přes klíčová slova motor imagery, gait, surface electromyography, electromyography (EMG) data, accelerometer data, motor training, slackline training. Vyhledávání probíhalo v letech 2023-2024 a bylo nalezeno přibližně 356 zahraničních článků, z nichž bylo do práce použito 120 a to z let 1932-2024. Dále bylo v rámci diskusní sekce použito i tři diplomových prací, souvisejících s tématem této diplomové práce a tři zdroje z webových stránek. Následně jsou uvedeny vybrané užité zdroje pro přehled zdrojů vztahujících se k dané problematice.

GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., CHAMPELY, S., DOYON, J., COLLET, C. 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology* [online]. 66(1), 18-27, [cit. 2023-12-06]. ISSN 01678760. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.

MULDER, T. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [online]. 114(10), 1265-1278, [cit. 2023-11-08]. ISSN 0300-9564. Dostupné z: doi: 10.1007/s00702-007-0763-z.

PFUSTERSCHMIED, J., STÖGGL, T., BUCHECKER, M., LINDINGER, S., WAGNER, H., 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. 2024-01-10]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jsams.2012.12.006.

RICHARDSON, A. 1969. *Defining Mental Imagery*. *Mental Imagery* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. 1-12, [cit. 2024-02-26]. ISBN 978-3-662-37109-1. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-662-37817-5\_1.

RUFFINO, C., PAPAXANTHIS, C., LEBON, F. 2017. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience* [online]. 341(1), 61-78, [cit. 2024-01-03]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.023.

# 1 Imaginace pohybu

## 1.1 Definice imaginace pohybu

Termín imaginace pohybu popsal již Richardson (1969, s. 1-3) jako mentální zobrazování, mezi které zahrnul všechny kvazi-senzorické nebo kvazi-percepční zkušenosti, které existují v nepřítomnosti těch podmínek stimulu, které jsou známy jako skutečné senzorické nebo percepční zkušenosti. Imaginace pohybu neboli motorická imaginace je tedy kognitivní schopnost mozku, která se běžně definuje jako „mentální stimulace“ nebo „mentální nácvik“ pohybů, ale bez skutečného provádění pohybů (Decety, 1996, s. 45). Od této doby se definice imaginace nepříliš změnila.

Imaginace pohybu se projevuje jako výsledek nácviku daného motorického úkonu v pracovní paměti bez jakéhokoliv zjevného pohybu odpovídajícího svalu (Chholak et al., 2019, s. 1). Imaginace pohybu je multimodální konstrukt, který spočívá buď ve vybavování si dříve vnímaných obrazů či pocitů, nebo v předvídání nadcházejících událostí. V rámci tohoto konstruktů se imaginace pohybu vztahuje k mentální reprezentaci činnosti, aniž by se zapojila do jejího skutečného provedení. Lze říci, že imaginace pohybu zahrnuje integrovanou skrytou simulaci fyzického pohybu a lze ji definovat jako dynamický mentální stav, během něhož je reprezentace daného motorického úkonu nacvičována v pracovní paměti bez zjevného motorického výstupu (Guillot et al., 2012, s. 1). V současné době existují důkazy, že imaginace pohybu má společný nervový substrát s prováděním skutečného pohybu, tedy s konkrétním motorickým výstupem (Guillot et al., 2012, s. 1). Výzkum motorických snímků odhalil podobnosti mezi imaginárními a prováděnými akcemi na behaviorální, fyziologické a nervové úrovni, čímž podpořil jejich „funkční rovnocennost“. Neurozobrazovací studie ukázaly, že imaginace pohybu aktivuje soubor frontálních motorických oblastí, parietálních oblastí a mozečkových oblastí, které se částečně překrývají s neurální sítí, která je aktivována během motorické přípravy. Představa pohybu různých efektorů aktivuje odpovídající sekce somatotopicky organizované motorické kůry mozku. Tento behaviorální, fyziologický a neurozobrazovací důkaz prosadil názor, že smýšlené pohyby jsou funkčně ekvivalentní těm prováděným, pokud jde o záměry, motorické plánování a zapojení motorických programů (Kilteni et al., 2018, s. 2). Imaginace pohybu nemusí nutně reprezentovat pouze homogenní schopnost. V rámci motorické kontroly má pohybová představivost vztah k motorickému plánování a motorické přípravě. Jednotlivé neurální mechanismy by se měly lišit v závislosti na tom, která fáze motorické kontroly je v konkrétním úkolu představy pohybu nebo

v individuální strategii převážně zapojena. Určité odlišnosti lze nalézt v závislosti na tom, do jaké míry je úkol nebo strategie spojena s virtuálním vnímáním zrakových, sluchových, somatosenzorických a vestibulárních vjemů. Všechny tyto uvedené vjemy mohou být totiž spojeny s probíhajícími akcemi z okolí, které mohou motorickou představivost značně ovlivnit. Existují také další vlivy, které mohou ovlivnit neuropsychologické, fyziologické nebo zobrazovací výsledky imaginace pohybu. Záleží na tom, zdali jsou představy pohybu záměrně vytvářeny a stávají se tak vědomými. Lze je poté rozlišovat na vědomé (explicitní) a nevědomé (implicitní; Hanakawa, 2016, s. 57).

## **1.2 Faktory ovlivňující imaginaci pohybu**

Hanakawa (2016, s. 57) rozdělil faktory ovlivňující imaginaci do několika skupin. Jedná se o motorickou kontrolu, explicitnost a implicitnost představy pohybu a o smyslové vnímání určité modality.

### **1.2.1 Motorická kontrola**

Schopnost imaginace pohybu je pravděpodobně založena na mechanismech nervové kontroly pohybu. Studie zabývající se imaginací pohybu a studie zabývající se skutečným pohybem uvádějí jako nezbytné zapojení efektoru či efektorů daného pohybu a jeho pohybové vzorce či parametry, které je nutné si představit. Příkladem je pohyb jednorázový nebo opakovaný, pravidelný nebo nepravidelný, jeho frekvence, amplituda nebo úroveň síly, kterou je třeba do pohybu dát. Díky zkoumání distribuce aktivity mozku lze dobře charakterizovat efektor, který by měl být zapojen do motorické imaginace. Zkoumán byl i vliv úrovně síly při imaginaci pohybu na mozkovou aktivitu a kortikospinální excitabilitu (Bonnard et al., 2007, s. 872). Naproti tomu nebylo dostatečně prozkoumáno, že se na imaginaci pohybu může podílet několik různých fází motorické kontroly. Do fází motorické kontroly lze zařadit plánování, přípravu a samotné provedení pohybu (realizace pohybu). Ve fázi plánování motorických úloh s odloženou instrukcí motorického úkolu je organismu poskytnuta pouze částečná informace pro výpočet motorického příkazu, zatímco ve fázi přípravy je motorický příkaz již dokončen a organismus pouze čeká na pokyn z vyšších center nervové soustavy (Nakayama et al., 2008, s. 10287). V praxi to znamená, že ve fázi plánování je například zadán cíl, ale ještě není známo, kterou ruku použít. Z tohoto důvodu může ve fázi plánování existovat několik možných akčních plánů, zatímco ve fázi přípravy může být motorický příkaz jednoznačně mapován na konkrétní svaly. Míra zapojení jednotlivých fází motorické kontroly se ale bude lišit v závislosti na typu úlohy a na instrukcích, které by měly vést k vykonání daného úkonu (Hanakawa, 2016, s. 57).

Teorie motorického ovládní předpokládají, že naše schopnost provádět rychlé a přesné pohyby závisí na výpočetních jednotkách zvaných dopředné modely. Tyto modely kódují dynamiku našich částí těla v jejich interakcích s prostředím a předjímají výsledek našich dobrovolných pohybů (Kilteni et al., 2018, s. 2).

### **1.2.2 Explicitnost a implicitnost imaginace pohybu**

Explicitnost je v rámci imaginace pohybu vnímána jako vědomé nebo úmyslné vytváření představ o pohybu. Jejím opakem je nevědomé, tedy implicitní utváření motorických představ. Hanakawa (2016, s. 58) ve své studii udává, že je těžké odpovědět na otázku, zdali vůbec mohou být motorické představy vytvářeny neúmyslně nebo zdali jsme si vždy vědomi vytvářením motorických představ. Naproti tomu implicitní představy byly většinou studovány jako proces související s motorikou, která byla spuštěná smysly. Pod tímto si lze představit například pozorování pohybu (Hanakawa, 2016, s. 58). Neurofyziologické důkazy mozku s lézemi, například u pacientů s mozkovými lézemi vedoucími ke ztrátě mentálního zobrazování, ale ne ke korespondující ztrátě vnímání a naopak naznačují, že existují funkční a anatomické disociace mezi mentálním zobrazováním a obecně vnímáním. Přestože nemusí existovat sdílený mechanismus podporující vidění pro vnímání a vědomé zobrazování, existuje překryv mezi mechanismy podporujícími vidění pro akci a nevědomé vizuální zobrazování (Brogaard a Gatzia, 2017, s. 1).

### **1.2.3 Smyslové modality**

Jednou z výjimečných vlastností mysli je její schopnost simulovat vjemy, pohyby a další typy zkušeností. Ve většině případů se mentální představy podobají vnímání při absenci odpovídajících smyslových informací. Znamená to, že imaginace zahrnuje „vidění okem mysli“, „slyšení uchem mysli“ a tak dále pro každou jednotlivou smyslovou modalitu (Guillot et al., 2012, s. 1).

Virtuální smyslové zážitky během imaginace pohybu lze rozdělit na typ kinestetický a typ vizuální. Ve skutečnosti ale existuje několik dalších typů smyslových prožitků, které lze spojit s představou pohybu. Různé podněty, v tomto kontextu smyslové modality, často vyvolávají automatickou aktivaci motorických reprezentací v mozku. Jako příklad se uvádí pozorování pohybů. Po objevu zrcadlových neuronů a jejich systémů, které se aktivují jak při pohybu samotném, tak při pozorování pohybu, bylo jasně naznačeno, že analýza vizuálních informací o pohybu se překrývá s analýzou provedení téhož pohybu (Rizzolatti a Sinigaglia, 2010, s. 266; Hanakawa, 2016, s. 59). Kraskov et al. (2009, s. 922) v jejich studii uvádějí, že



systemy zrcadlových neuronů mohou hrát roli v motorických představách prostřednictvím potlačení pohybu.

Mezi další smyslové modalities lze uvést biologický pohyb sám o sobě, dále podmíněné signály, které nepřímo specifikují daný pohyb nebo sluchové podněty, mezi které lze zařadit zvuk kroků nebo hudbu. Spadají sem i hluboké smyslové podněty vyvolávající pohybovou iluzi a také kombinace somatosenzorických a vizuálních podnětů, které mohou vyvolat různorodé vestibulární vjemy. Představy pohybu vyvolávají vzpomínky na smyslové zážitky těsně spojené s prováděnými pohyby. Rozdíly v jednotlivých strategiích imaginace pohybu představují podstatně modulující vzorec mozkové aktivity a kortikomotorické excitability během úkolů plněných při imaginaci pohybu (Guillot et al., 2009). Při zkoumání imaginace pohybu je třeba brát v potaz všechny smyslové modalities, které mohou motorickou představivost ovlivnit (Hanakawa, 2016, s. 59).

### **1.3 Dělení imaginace pohybu**

Imaginace pohybu může probíhat z perspektivy první osoby a z perspektivy třetí osoby. Představa z první osoby zahrnuje představu sebe sama, jak daný jedinec sám vykonává určitý pohyb (Ruby a Decety, 2001, s. 546). Jedná se o kinestetickou motorickou imaginaci neboli o kinestetickou strategii motorické imaginace (Stinear et al., 2006, s. 158). Představa z třetí osoby zahrnuje představu třetí osoby, která provádí určitý pohyb, což je záležitost přebírání perspektivy nebo děje. Výše uvedené rozdělení je používáno u imaginace pohybu vizuálního typu (Ruby a Decety, 2001, s. 546) a jedná se tedy o vizuální strategii motorické imaginace (Stinear et al., 2006, s. 158). Nicméně tento koncept lze rozšířit i na jiné smyslové modalities, například sluchové (Hanakawa, 2016, s. 59).

Rozdíl mezi perspektivou pohledu z první a třetí osoby byl jinde popsán jako rozdíl mezi vnitřní a vnější představou pohybu. Při vnitřní představě se jedinec přibližuje reálné životní situaci tak, že skutečně prožívá smyslové vjemy, které lze v dané situaci očekávat. Při vnější imaginaci pohybu jedinec vnímá sám sebe jako pozorovatele jiné osoby, která pohyb vykonává (Mulder, 2007, s. 1267). U každého druhu imaginace pohybu dochází k nepřebornému výběru v rámci aktivity mozkové tkáně.

### **1.4 Aktivita mozku při imaginaci**

Jak již bylo uvedeno výše, oblasti mozku, které se aktivují při skutečném provádění pohybů, jsou aktivní i během imaginace pohybu. Tento fakt může být jedním z důvodů, proč je

cílem mnoha studií zhodnotit aktivitu mozku při představě pohybu. Velké množství studií prokázalo zapojení premotorické, suplementární motorické, cingulární a parietální korové oblasti, bazálních ganglií a mozečku (Mulder, 2007, s. 1267). Motorické oblasti mozkové kůry podílející se na motorické exekuci se skládají z primární motorické kůry (M1), která je typicky spojena s exekucí pohybu a několika premotorických oblastí, včetně suplementární motorické oblasti (SMA), pre-suplementární motorické oblasti (pre-SMA) a ventrální a dorzální části premotorické kůry (PMC; Kim et al., 2018, s. 2). Podobně jako motorická exekuce zahrnují motorické oblasti mozkové kůry podílející se na imaginaci pohybu M1, SMA, pre-SMA a ventrální a dorzální části PMC. Aktivace M1 během imaginace pohybu je slabší ve srovnání s aktivací během motorické exekuce (Edelman, Baxter a He, 2016, s. 5). Zároveň zahrnují také oblasti související s plánováním akce, jako je dorsolaterální prefrontální kůra, dolní frontální kůra a zadní parietální kůra. Množství aktivace oblasti M1 během imaginace pohybu navíc odráží úroveň vykazovanou během provádění pohybu. Lokace aktivity SMA pro exekuci pohybu a imaginaci pohybu se překrývají pouze částečně. SMA je údajně nejdůležitější aktivní oblastí a hraje důležitou roli při úkolech imaginace pohybu i při vysokoúrovňovém motorickém řízení. SMA se také podílí na programování pohybů a hraje roli při vnitřně generovaných pohybech nebo činnostech, které vyžadují sekvence pohybů. PMC vykazuje během exekuce pohybu a imaginace pohybu překrývající se aktivitu a hraje roli ve fázi plánování a přípravy před simulací. Prefrontální a frontální kůra mají veliký význam při kognitivních a motorických událostech, které jsou instancí plánování a programování akcí (Kim et al., 2018, s. 2).

Studie od Stippich, Ochmann a Sartor (2002, s. 54) prokázala, že představa různých pohyblivých částí těla (například noha, jazyk nebo ruka) aktivuje precentrální gyrus somatotopickým způsobem. Podobných výsledků dosáhla i studie Ehrsson, Geyer a Naito (2003, s. 3310). Prokázali, že představy pohybů prstů, jazyka a palce u nohy aktivují somatotopicky organizované oblasti primární motorické kůry systematickým způsobem. Systematický způsob aktivace znamená, že představy pohybů prstů aktivují oblast prstů, představy pohybů palce u nohy aktivují zóny chodidla v zadní části kontralaterální primární motorické kůry a představy pohybů jazyka aktivují oblast jazyka v primární motorické kůře. Z toho lze vyvodit, že představovaná část těla se více či méně přímo odráží ve vzorci korové aktivace (Ehrsson, Geyer a Naito, 2003, s. 3310).

Populární a široce zkoumanou aplikací imaginace pohybu je tzv. motorická obrazová praxe, také známá jako mentální praxe. Jedná se o mentální simulační proces, který zahrnuje systematické používání obrazů ke skrytému nacvičování pohybu bez jeho skutečného

provedení. Tato mentální praxe zvyšuje kvalifikovanou výkonnost jak u zdravých populací, tak u klinických skupin. Zlepšuje motorické učení a navozuje neurální plasticitu nebo schopnost mozku přetvářet svou fyzickou strukturu jako přímý důsledek opakované zkušenosti (Moran a O'Shea, 2020, s. 1).

Imaginace pohybu byla studována pomocí různých experimentálních technik. Mezi nejpobulárnější techniky patří funkční magnetická rezonance (fMRI), pozitronová emisní tomografie (PET), elektroencefalografie (EEG), transkraniální magnetická stimulace a magnetoencefalografie (MEG; Chholak et al., 2019, s. 1). Neurozobrazovací studie poskytly předběžné důkazy o tom, že oblasti mozku související s motorikou jako je například ventrální a dorzální část premotorické kůry nebo suplementární motorická oblast a dále podkorové oblasti včetně mozečku a bazálních ganglií jsou aktivní během imaginace pohybu jednoduchých i složitých pohybů. Výzkumy navíc dále naznačují, že představa pohybu aktivuje podskupinu oblastí potřebných pro provedení pohybu (Macuga a Frey, 2012, s. 2798), což vede k částečnému překrývání odpovídajících neurálních sítí. Tento argument může být jedním z vysvětlení, proč dochází k překrývání těchto oblastí (Guillot et al., 2012, s. 2). Zapojení samotné primární motorické kůry při imaginaci pohybu může být diferenciovaně ovlivněno instrukcemi imaginace pohybu, schopností vůbec provádět imaginaci pohybu a záleží také na motorické odbornosti (Lotze a Zentgraf, 2010, s. 2).

Dohromady většina neurozobrazovacích studií naznačuje, že primární motorická kůra se během imaginace pohybu aktivuje slaběji než při skutečném provádění pohybu. Během imaginace pohybu byla také často zaznamenána aktivace parietálních oblastí včetně dolních a horních parietálních laloků a precuneus. Experimentální studie u jedinců s parietálními lézemi dále potvrzují, že tyto struktury se kriticky podílejí na vytváření a vedení mentálních představ, včetně schopnosti dosáhnout časové kongruence mezi imaginací pohybu a motorickým výkonem (Guillot et al., 2012, s. 2).

Guillot et al. (2008., s. 1473) v jejich studii potvrdili, že neurální sítě zprostředkovávající imaginaci pohybu se částečně liší v závislosti na schopnosti představivosti. Konkrétně zatímco silní „imaginátoři“ měli tendenci vykazovat aktivaci v parietální a ventrolaterální premotorické oblasti, slabší „imaginátoři“ měli tendenci rekrutovat mozeček, orbitofrontální a zadní cingulární kortex. V obou případech však bylo zjištěno, že dynamické změny v mozku s imaginací nebo s fyzickým prováděním pohybu zpřesňují a ohraničují. Tento trend byl patrný i během procesu učení motorických úkolů (Guillot et al., 2012, s. 3).

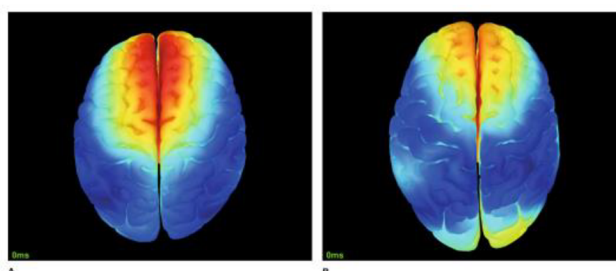
S aktivací mozku v rámci imaginace pohybu se pojí i funkční konektivita. Funkční konektivita popisuje statisticky časové korelace mezi prostorově vzdálenými oblastmi mozku během odpočinku. Neposkytuje však žádné směrové informace ani to, jak jsou tyto korelace zprostředkovány. Funkční konektivita je hodnocena zobrazováním během klidových stavů bez úkolů. Zatímco definice efektivní konektivity je taková, že jedna mozková oblast má vliv na jinou mozkovou oblast podle jednotlivých úloh. Účinná konektivita je odhadována z neurozobrazovacích dat shromážděných během plnění úloh. Bylo naznačeno, že efektivní konektivita, vnímaná jako experimentální a časově závislá, potřebuje nejjednodušší schématickou mapu, která dokáže reprodukovat pozorované časové vztahy mezi zaznamenanými síťovými uzly (Kim et al., 2018, s. 2).

Ačkoliv se mnoho studií zaměřuje na pohyby rukou, prstů nebo úst, je potřeba poznamenat, že se nelze omezovat pouze na tyto části těla, ale že i představa hrubých pohybů vede k aktivaci příslušných oblastí (Mulder, 2007, s. 1268). Například studie od Malouin et al. (2003., s. 47) zkoumala za pomoci PET aktivitu mozku při představě pohybu s chůzí spojených lokomočních pohybů. Z perspektivy první osoby docházelo k představě stoje, k představě zahájení chůze, k představě samotné chůze a k představě chůze s překážkami. Výsledky odhalily společný vzorec aktivace dorzální premotorické kůry, precuneu oboustranně, levé dorsolaterální prefrontální kůry, levého dolního parietálního laloku a pravé zadní cingulární kůry pro představu pohybu a pro klidový (kontrolní) stav. Celkově tedy výsledky naznačují, že dochází k postupnému zapojování vyšších mozkových center, pokud lokomoční úkoly vyžadují stále větší zpracování kognitivních a smyslových funkcí (Malouin et al., 2003, s. 47). Odhalující rysy elektrické a magnetické aktivity mozku při představivosti pohybu různých končetin jsou velmi důležité pro fundamentální neurovědu a různé aplikace, jako je rozhraní mozek-počítač, které může pomoci při rehabilitaci pacientů po úrazu nebo mozkové mrtvici, jakož i pro neinvazivní mozkem řízené bioprotézy a exoskeletony (Chholak et al., 2019, s. 1).

#### **1.4.1 Kinestetická a vizuální imaginace pohybu**

Jak již bylo popsáno výše, imaginaci pohybu můžeme rozdělit například na kinestetickou nebo vizuální. Záleží na perspektivě pohledu nebo zdali imaginace probíhá z pohledu první nebo třetí osoby. Vizuální představivost spočívá ve vizualizaci subjektu pohybujícího se končetinou, která nevyžaduje žádný speciální trénink nebo snímání svalů. Kinestetická představivost je pocit pohybu svalů, kterého mohou obvykle dosáhnout sportovci nebo speciálně vyškolené osoby (Chholak et al., 2019, s. 1). Podobně jako u reálného pohybu, kinestetická imaginace implikuje svalový vjem při provádění imaginární pohyblivé akce, která

vede k události související s desynchronizací motoricky asociovaných mozkových rytmů. Mozková aktivita spojená s kinestetickou imaginací pohybu je podobná reálnému pohybu, protože zahrnuje příkazy svalové kontrakce, které jsou pak blokovány na určité úrovni motorického systému inhibičními mechanismy. To umožňuje imaginaci pohybu aktivovat velkou část stejné neuronální sítě, která je zapojena do reálného pohybu, ale bez jakéhokoliv pohybu odpovídajícího svalu během motorické představivosti. Naproti tomu vizuální imaginace odkazuje na vizualizaci odpovídající akce, která vede k události související se synchronizací aktivity alfa a beta vln. Výrazný rozdíl mezi skupinami kinestetické a vizuální imaginace se vyskytuje v oblasti čelního mozku (Obrázek 1, s. 21; Chholak et al., 2019, s. 1).



**Obrázek 1** Typické evokované odpovědi ve frontální rovině mozku pro (A) kinestetickou a (B) vizuální imaginaci (Chholak et al., 2019, s. 7)

Ve studii od Stinear et al. (2006., s. 160) se ukázalo, že kinestetické, nikoli vizuální motorické představy, moduluji kortikomotorickou excitabilitu, a to zejména na supraspinální úrovni. To naznačuje tomu, že nejen oblast, ale i stupeň aktivace závisí na typu prováděné představy. Obě perspektivy pohledu byly spojeny aktivací společných neurálních sítí suplementární motorické oblasti, precentrálního gyru a precuneus. Pohled z první perspektivy byl však spojen se zvýšenou aktivitou v levém dolním temenním laloku a v levé somatosenzorické kůře. Zatímco perspektiva třetí osoby aktivovala pravý dolní temenní lalok, zadní cingulum a fronto-temporální kůru (Stinear et al., 2006, s. 160).

Vzorci nervové aktivity, které jsou základem vizuální nebo kinestetické představy pohybu a představ pohybu z první nebo třetí osoby jsou částečně zprostředkovány oddělenými nervovými systémy. Byly zkoumány neurální sítě spojené s fyzickým prováděním vizuální a kinestetické imaginace pohybů rukou. Přestože byly mezi těmito procesy patrné některé společné neurální substráty, byly zjištěny rozdíly ve vstupech přijímaných z horního parietálního laloku. A to konkrétně vstupy ze suplementární motorické oblasti do primární motorické kůry byly nižší než vstupy pozorované během motorické exekuce (Gao, Duan a Chen, 2011, s. 1282). V jedné skupině jedinců s vysokými schopnostmi imaginace pohybu Guillot et al. (2009, s. 2163) prokázali, že vizuální imaginace pohybu aktivuje převážně zrakové

dráhy včetně okcipitálních oblastí a precuneus, zatímco kinestetická představa pohybu zapojuje hlavně struktury spojené s motorikou a dolní parietální lalok.

## **1.5 Neurofyziologický aspekt imaginace pohybu**

Kromě překrývání nervové aktivace u imaginace pohybu a jeho provedením existují také podobnosti v oblasti chování. Například je známo, že doba potřebná k dokončení představovaného pohybu je podobná době potřebné k jeho skutečnému provedení. Tento jev se nazývá mentální izochronie (Mulder, 2007, s. 1268).

Parsons (2001., s. 155) prokázal, že čas potřebný k posouzení, zdali otočený obrázek ruky představuje ruku levou nebo pravou, souvisí se stupněm otočení tohoto obrázku. Dále prokázal, že pokud byly exponované pozice rukou nepříjemné nebo biomechanicky obtížné, prodloužila se doba imaginární rotace více než u stejně otočených rukou v biomechanicky snadných pozicích a že doba rotace byla u těchto pozic podobná době skutečné rotace ruky. Skutečnost, že motorická představivost zřejmě respektuje normální biomechanické omezení reálných pohybů, naznačuje, že tyto úkoly nelze řešit pouhou vizuální představou, ale je třeba je řešit představou pohybu vlastní paže a ruky (Parsons, 2001, s. 159).

S fyziologií lidského těla souvisí i respirační a srdeční funkce. Starší studie od Decety et al. (1993, s. 550) zkoumala osoby, které měly za úkol buď skutečně provádět, nebo mentálně simulovat (tedy si představovat) cvičení dolních končetin. V obou případech byla měřena srdeční a dechová frekvence. Výsledky ukázaly, že došlo ke zvýšení srdeční i dechové frekvence jak při provádění skutečného pohybu, tak i pouze při jeho imaginaci (Decety et al., 1993, s. 550).

Existují neurofyziologické metody, kterými lze zaznamenávat aktivitu centrálního i periferního nervové systému během imaginace pohybu (Collet et al., 2011, s. 85). Neurofyziologická hodnocení spočívala především v záznamu aktivity centrální nervové soustavy pomocí zobrazovacích technik mozku (MEG, fMRI, PET a TMS). Vzniklé neurofyziologické záznamy jsou vysoce objektivní, ale obtížně se vztahují k psychometrickým (např. ústní hlášení nebo standardizované dotazníky) a chronometrickým ukazatelům (časovým ukazatelům) imaginace pohybu. Neurofyziologické metody umožňují přímé zkoumání funkční ekvivalence mezi imaginací pohybu a reálným provedením pohybu a také pomáhají určit, zdali jsou mozkové substráty, které jsou základem pro imaginaci pohybu, srovnatelné u klinické populace a u populace zdravé. Mají tedy své důsledky týkající se možnosti využití imaginace

pohybu k navození neuroplasticity závislé na mentálním tréninku (Di Rienzo et al., 2014, s. 124).

### 1.5.1 Teorie imaginace

Tradičně se rozlišují dvě teorie o imaginaci pohybu. Jedná se o teorii periferní a o teorii centrální. *Periferní teorie* se označuje jako psychoneuromuskulární. Vychází z předpokladu, že při představě určitého pohybu dojde k aktivaci stejných svalů jako při jeho skutečném provedení. Dále se předpokládá, že stejné neuromotorické dráhy, které se podílejí na provádění konkrétní činnosti, se aktivují i během mentálního cvičení. Tato aktivace napomáhá učení se dovednostem, protože zlepšuje příslušné koordinační vzorce. To se děje v důsledku posilování motorických programů v motorické kůře a také díky tomu, že dochází k primitivizaci příslušných motoneuronů svalů, které jsou nezbytné k provedení motorického úkolu (Mulder, 2007, s. 1274).

Mulder (2007, s. 1274) uvádí, že existuje více důkazů pro *centrální* vysvětlení motorických představ. Motorické představy lze chápat jako vnitřní simulaci činností (Gallese a Lakoff, 2005, s. 473). Grush (2004, s. 377) zaujímá podobné stanovisko. Navíc tvrdí, že imaginace pohybu je výsledkem toho, že řídicí centra mozku řídí emulátor těla (v podstatě systém napodobování), přičemž normální eferentní tok je odpojen od svalového systému. Emulátor je systém, který dostává kopii eferentních příkazů spolu s odhadovanými smyslovými důsledky. Proto se při vydání eferentního motorického příkazu vytvoří korelační výboj. Tento korelační výboj je odeslán do emulátoru, aby mohl aktualizovat motorickou reprezentaci. Zásadní je, že z korelačního výboje lze předpovědět reafereci, která bude generována pohybem, až bude nebo byl pohyb proveden. Tato předpovězená aference se označuje jako kopie aference. Koncept emulátoru úzce souvisí s konceptem „efference copy“. Emulátor tedy napodobuje vstupně-výstupní funkci senzomotorického systému (Grush, 2004, s. 379).

## 1.6 Využití imaginace pohybu

Motorická imaginace se stává častěji a častěji fyzioterapeutickým přístupem v rámci rehabilitace převážně u neurologických pacientů. Svě místo si ale nachází i v dalších odvětvích medicíny, například v ortopedii. Imaginace pohybu aktivuje příslušné motorické oblasti v mozku a může být tedy použita tehdy a tam, kde ji jedinec používat chce, a tak často, jak ji jen používat chce. Navíc si lze pohyby představovat v jakémkoliv kontextu, který je pro konkrétního jedince relevantní. Je obecně známo, že mezi kontextem učení neboli motorickým tréninkem a kontextem použití musí existovat určitá míra ekvivalence. To se označuje jako

„zákon“ situační ekvivalence. Totéž platí i pro terapeutické využití při observaci pohybu anebo při jeho napodobování (Mulder, 2007, s. 1271).

Imaginace pohybu má jako taková prokázáný vliv na svalovou sílu. Svalová aktivita je měřena pomocí EMG signálu, který představuje distribuci nervového povelu svalovým skupinám zapojeným do pohybu. Pomocí speciálního mixovacího modelu představují jednotlivé EMG signály aktivační koeficienty pro nervové povely, proto extrakce tohoto aktivačního koeficientu hraje důležitou roli při pochopení motorického chování i při vývoji pomocných pomůcek, jako jsou protetické končetiny nebo exoskeletonové obleky (Singh et al., 2019, s. 782).

Imaginace pohybu přitahuje také pozornost jako technika využívající se ve sportovním tréninku nebo poskytující základ pro vývoj rozhraní mozek-stroj/mozek-počítač u tělesně postižené osoby (Hanakawa, 2016, s. 57). Identifikace mozkové aktivity spojené s motorickou exekucí, a především s motorickými snímky je nezbytná pro vývoj rozhraní mozek-počítač. Rozhraní mozek-počítač je technologie založená na detekci charakteristických forem elektrické (nebo magnetické) aktivity mozku v reálném čase. Následně dochází k transformaci získaných informací na počítačové příkazy pro ovládání hardwaru. Tato neurorozhraní umožňují ovládat 2D pohyby kurzoru, částečně syntetizovat řeč a ovládat nejjednodušší pohyby. Proto mohou být efektivně využity v rehabilitaci, při ovládání exoskeletů a robotů (Maksimenko, Pavlov a Runnova, 2018, s. 2804).

V rámci sportu jsou účinky imaginace pohybu nebo mentálního motorického tréninku podrobněji zdokumentovány již z dob dřívějších. Stará studie od Noel (1980, s. 221) prokázala, že imaginace pohybu zvyšuje fyzickou zdatnost. Imaginace pohybu je jedna z praktických technik, která úspěšně implementována sportovními psychology na podporu motorického učení. Vzhledem k důležitosti získávání dovedností a jejich rozvoje pro fyzikální pedagogy a sportovní trenéry představuje imaginace pohybu cenný nástroj, který by mohl být využit k posílení rozvoje motorických dovedností specifických pro sport a tělesnou výchovu. Pokud například má sportovec v sezóně zápasy, měl by snížit počet jeho fyzických tréninků. Je třeba ale vyvážit udržování dovedností se zvýšenými fyziologickými požadavky soutěžní sezóny. Imaginace pohybu za těchto okolností nabízí příležitost ke snížení fyziologického stresu z dalšího tréninku a zároveň umožňuje udržovat nebo zlepšovat motorické dovednosti integrováním off-line praxe, která může být využita s fyzickými tréninky (Lindsay et al., 2023, s. 445). Imaginace pohybu je užívána v několika sportech, jako jsou například plavání, baseball



nebo basketball. Používání představy pohybu přináší mnoho výhod. Jedná se například o zvýšení sebevědomí, usnadnění získávání a udržování dovedností, regulaci emocí, zmírnění bolesti, kontrolu vzrušení a zlepšení přípravných strategií. Obecně imaginaci pohybu aplikují sportovci během tréninkových fází. Lze ji však použít i během skutečné soutěže. Pro maximální využití různých druhů imaginace pohybu je zásadní trénovat ji vytrvale a systematicky tak, aby se představa blížila co nejvíce realitě (Morone et al., 2022, s. 2). V rámci imaginace pohybu se zvažuje mnoho následujících faktorů. Jedná se o živost imaginace pohybu, která odpovídá jasnosti a bohatosti představy pohybu (například vizualizace každé části těla). Dále jde o přesnost motorických představ, která odráží míru podobnosti s odpovídajícím skutečným pohybem. Ovladatelnost imaginace pohybu, tedy schopnost manipulovat, transformovat nebo udržovat obsah představ. Dále časová shoda mezi imaginací pohybu a skutečným provedením pohybu a v neposlední řadě snadnost vytvořit vhodné a přesné mentální znázornění pohybu. Posouzení a manipulace s těmito rozměry může umožnit provedení imaginace pohybu co nejbliže a nejrealističtěji k aktuální odpovídající situaci (Guillot et al., 2021, s. 1).

## 2 Realizace pohybu

Jako realizaci pohybu lze označit pravý opak imaginace pohybu, tedy konkrétní provádění dané činnosti.

Neurozobrazovací výzkum jasně ukazuje, že imaginace pohybu a samotná realizace pohybu stejného úkolu sdílejí určité nervové substráty, ale jejich překrývání není úplné. Údaje navíc zpochybňují i předpoklad, že nervová aktivita je popisována ve všech stejných oblastech jako realizace pohybu, i když v menší míře. Některé oblasti mozku, které jsou aktivní při realizaci pohybu, se při imaginaci pohybu nezapojují. Ačkoli je to méně časté, platí i opačný případ, při kterém jsou některé oblasti aktivovány silněji anebo selektivněji během imaginace pohybu v porovnání s realizací pohybu téhož úkolu (Guillot et al., 2012, s. 3).

### 2.1 Realizace pohybu v porovnání s imaginací pohybu

Uvádí se, že představa pohybu zahrnuje motorické provedení příkazů pro svalové kontrakce, které jsou ale na určité úrovni motorického systému blokovány inhibičními mechanismy. Guillot et al. (2012, s. 1) shromáždili údaje z neurozobrazovacích studií, které ukázaly, že neurální sítě zprostředkovávající imaginaci pohybu a motorický výkon se zcela nepřekrývají. Tímto tvrzením se dá upozornit na potenciální rozdíly mezi imaginací pohybu a skutečným motorickým výkonem. Studie uvádí i přehled údajů o imaginaci pohybu, které naznačují přítomnost podprahové svalové aktivity odrážející vnitřní charakteristiky motorického příkazu. V tomto případě se může jednat například o zvýšenou kortikomotorickou excitabilitu. Mozek v určité fázi musí řešit problém vydávání motorického příkazu k akci a zároveň dohlížet na motorickou inhibici v případě, pokud jedinec během imaginace pohybu vykonává mimovolní pohyb. Ve výzkumech imaginace pohybu v klinické praxi je pozorováno, že někteří jedinci (pacienti) se při představě pohybu pohybují, ačkoliv si toho nejsou vědomi. Nejčastěji jsou v tomto ohledu diskutováni jedinci po amputaci a jedinci s Parkinsonovou chorobou (Guillot et al., 2012, s. 1).

Mezi výzkumníky v oblasti imaginace pohybu panuje jen malá shoda v tom, do jaké míry se nervové substráty představy pohybu překrývají s těmi, které se vyskytují při skutečném provedení pohybu. Existuje prozatím i málo důkazů, zda jsou motorické příkazy během imaginovaných pohybů inhibovány nebo ne (Kasess et al., 2008, s. 835).

Hlavní rozdíl mezi imaginací pohybu a realizací pohybu pravděpodobně spočívá v tom, že imaginace pohybu zahrnuje inhibici některých motorických příkazů spouštějících pohyb,

přestože nervová úroveň, na které je motorický příkaz zastaven, není zcela objasněna. Možným řešením této otázky mohou být EMG záznamy, které by mohly posloužit jako spolehlivý prostředek ke zkoumání toho, zdali mozková aktivace zaznamenaná během imaginace pohybu skutečně pochází z mentální reprezentace na rozdíl od potenciální motorické aktivity, která by mohla úkol doprovázet (Guillot et al., 2012, s. 3).

## **2.2 Cílený a mimovolní pohyb**

Smyslové signály, které jsou odvozeny jak z vnějších podnětů, tak z vnitřní niterné informace, mají dvojí funkci. Jednou z nich je kognitivní zpracování, které je využito pro pracovní paměť k usměrňování budoucího chování, a to může ovlivnit emocionální a vzrušující stavy. Zvířata tedy zahajují pohyby v závislosti buď na „volitelném či kognitivním příkazu“ nebo na „emocionální odkazu“. Bez ohledu na to, zda je iniciace pohybu volitelná nebo emocionální, je doprovázena automatickými procesy, jako je generování rytmických pohybů končetin a regulace posturálního svalového tonu. Cíleně orientované chování proto může vyžadovat „volitelné“, „emocionální“ a „automatické“ procesy (Takakusaki, 2013, s. 1484).

Volní proces je odvozen od záměrně vyvolaných motorických povelů vycházejících z mozkové kůry. Tento proces vyžaduje aktivaci různých kortikálních oblastí a je prováděn kortiko-mozkokmenovými a míšními projekcemi. Emocionální proces je vyvolán projekcemi z limbického hypothalamu do mozkového kmene, což vede k emocionálnímu motorickému chování jako jsou reakce typu „bojuj a uteč“. Subjekt si do značné míry neuvědomuje automatický proces, který je vyvolán sekvenčními aktivacemi neuronů v mozkovém kmeni a míše. Mozek reguluje volitelné a automatické procesy působením na mozkovou kůru, respektive mozkový kmen. Důležitou roli v těchto operacích může hrát senzoričná zpětná vazba v reálném čase spinocerebelárním traktem a informace předávané z mozkové kůry olivocerebelárním traktem. Bazální ganglia přijímají vstupy z mozkové kůry a řídí volitelné, automatické a emoční procesy prostřednictvím gama-aminomáselných projekcí kyseliny (GABA) do mozkové kůry, mozkového kmene a limbického systému. Výstup GABA kyseliny je řízen dopaminergní projekcí středního mozku (Takakusaki, 2013, s. 1484).

### 3 Chůze

Jedním z klíčů k funkční nezávislosti je chůze. Dlouhou dobu byla chůze považována za automatický proces zahrnující minimální kognitivní vstup vyšší úrovně. Chůze sama o sobě nefunguje bez svalů, které hýbají končetinami, a tedy bez kontroly „nižší úrovně“, která reguluje včasnou aktivaci svalů. Rostoucí spektrum literatury ale naznačuje, že chůzi lze považovat za kognitivní proces, který vyžaduje kognitivní kontrolu „vyšší úrovně“ a to zejména během náročných podmínek chůze, které vyžadují výkonnou funkci a pozornost. Byly identifikovány dvě hlavní pohybové dráhy zahrnující více mozkových oblastí pro kontrolu držení těla a chůze. Jedná se o dorzální dráhu kognitivní pohybové kontroly a o ventrální dráhu emoční pohybové kontroly. Tyto dráhy mohou být ovlivněny různými patologiemi, které mají důležité důsledky pro rehabilitaci (Mirelman et al., 2018, s. 119).

Chůze byla dlouhou dobu z velké části vnímána jako proces s dolními končetinami, který byl řízen a regulován centrálními generátory lokomoce (CPG). V CPG vzniká základní pohybový vzor, který je generován spinálními interneuronálními sítěmi (Takakusaki, 2013, s. 1483). V minulosti byly provedeny modelovací studie, které se snažily porozumět tomu, jak byly zvoleny a optimalizovány četné stupně volnosti při náboru svalových funkcí, časování a pohybech kloubů, aby byl generován pozorovaný vzorec chůze. Kognitivní funkce však nebyla součástí úvahy. Novější výsledky ukazují, že obvyklá chůze je řízena a definována vyššími kognitivními procesy zahrnujícími komplexní neuronovou síť, která zahrnuje smyslové informace s motorickou adaptací, která umožňuje chůzi při náročných situacích, ale také za obvyklých každodenních podmínek (Sheridan et al., 2003, s. 1633; Mirelman et al., 2018, s. 120).

Z výše vypsaneho lze vytrhnout následující tři myšlenky. První myšlenkou je, že chůze (a o i obyčejná obvyklá chůze) může být považována za kognitivní proces, který vyžaduje kognitivní kontrolu na „vyšší úrovni“. Druhá myšlenka tvrdí, že náročnější podmínky chůze, jako je dvojí úkol a překonávání překážek, zvyšují kognitivní požadavky a spolehnutí na výkonnou funkci a pozornost. Poslední, třetí, myšlenka tvrdí, že v přítomnosti určitých neurologických patologií se i jednoduchá obvyklá chůze stává kognitivně náročným úkolem, podobně jako náročnější podmínky u zdravých dospělých a že nedostatky kognitivních funkcí mohou vést k poruchám funkce chůze, jako jsou například pády (Mirelman et al., 2018, s. 120).

### **3.1 Neurofyziologický aspekt chůze**

Krok je základní funkcí, která je důležitá pro život. Je jedním z klíčů k pohybu po okolí a z jednoho místa na druhé. Krok je dosažen koordinovanými pohyby tělesných segmentů, využívajících interakce mezi vnitřními a vnějšími faktory, a je dosažen působením neuromuskuloskeletálního systému. Normální chůze je stabilní a flexibilní, umožňuje změny v rychlosti a manévrování v různých terénech při zachování energetické účinnosti. Hodnocení chůze může poskytnout odpovědi na více otázek. Například pohled na chůzi může pomoci odhadnout celkový zdravotní stav (Middleton, Fritz a Lusardi, 2015, s. 314) nebo označit odchylky od normálního chování, které naznačují základní patologie. Kromě toho může hodnocení abnormální chůze přispět k rozlišení mezi konkrétními patologiemi, vyhodnocení progresu onemocnění nebo ke zhodnocení terapeutických účinků v čase. Je to mocný nástroj v předvídání zdravotních následků, jako jsou pády a vývoj budoucího fyzického kognitivního poklesu (Mirelman et al., 2018, s. 119-120).

Ovládání chůze vyžaduje aktivaci celého nervového systému a muskuloskeletálního systému. Protože dobrovolné pohyby vždy doprovázejí vhodné posturální ovládání, je posturální ovládání prováděno pomocí plánů a programů, které sestavují automatické úpravy pohybů a držení těla související s úkoly. Programy dobrovolných pohybů proto zahrnují ty, které se podílejí jak na přesných pohybech konkrétních částí těla, tak na posturálních úpravách, které předpokládají účelné jednání. Kromě provádění pohybů využívají prediktivní operace posturálních programů mozkovou kůru, bazální ganglia, mozeček a mozkový kmen, jejichž vlivy jsou přenášeny prostřednictvím sestupných systémů působících na míchu. Podobné vzorce nervové aktivity pohánějí pohyb u lidí a čtyřnohých zvířat, což naznačuje zachovávaný mechanismus během vývoje obratlovců (Takakusaki, 2013, s. 1483-1484).

Fyziologická chůze člověka je kvazi-periodický, synergický proces zahrnující včasnou aktivaci několika svalů dolních končetin, dobře koordinovaný neurony v mozku a míše. Poruchy chůze a postižení mohou vznikat z různých důvodů včetně amputace dolních končetin, neurologických onemocnění, jako je Parkinsonova nemoc, mozková obrna a Huntingtonova nemoc, stejně jako mozková mrtvice nebo ochrnutí po poranění mozku nebo míchy (Prasanth et al., 2021, s. 2).

### **3.2 Biomechanické hledisko chůze**

Krok je obvykle definován podle vzorů chůze nebo biomechanických vlastností. Patří mezi ně tři základní perspektivy. První pohled se zabývá cyklem chůze, v rámci kterého je

pohyb každé končetiny rozdělen do fáze stojné, kdy je chodidlo v kontaktu se zemí a do fáze švihové, při které je chodidlo zvednuto a posunováno dopředu. U zdravých mladých dospělých je asi 60 % cyklu chůze stráveno s jednou nohou na zemi a 40 % s nohou ve vzduchu. Asi 20 % cyklu chůze je stráveno s oběma nohama na zemi (jedná se o fázi dvojí opory). Druhý pohled se zaměřuje na čas a na vzdálenost cyklu chůze, tedy na prostorové vlastnosti chůze. Třetí pohled identifikuje funkčnost událostí v rámci cyklu chůze, jako je počáteční kontakt s podložkou nebo odlepení špičky. Tyto přístupy poskytly užitečné okno pro posouzení normální a patologické chůze, umožnily pochopení odchylek ve skutečné funkčnosti úkolu chůze a dodnes se používají při klinickém hodnocení chůze (Mirelman et al., 2018, s. 120).

Kvantifikace biomechanických charakteristik chůze člověka je důležitým klinickým nástrojem pro hodnocení normálních a patologických vzorců pohybu a byla použita v rozhodovacím procesu při předepisování léčby i při hodnocení výsledků intervence. Například rychlost chůze a nikoli věk byl považován za primární determinant kinematických a kinetických změn u dětí. Rychlost chůze člověka ve skutečnosti ovlivňuje biomechanické proměnné, jako je kinematika kloubů, společné momenty síly, svalová aktivita a spatiotemporální parametry chůze u dětí, mladých dospělých a starších dospělých (Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K. a Duarte, 2019, s. 1).

### **3.3 Jednotlivé stupně řízení chůze**

Chůze je cílevědomé řízené chování iniciované signály vznikajícími buď ze zpracování v mozkové kůře nebo z emočního zpracování v limbickém systému. Bez ohledu na to, zdali je iniciace chůze volitelná nebo emocionální, je chůze doprovázena automatickými řízenými pohybovými procesy, jako je úprava posturálního svalového tonu a rytmické pohyby končetin. Senzomotorická integrace v mozkovém kmeni a míše hraje v tomto procesu zásadní roli. V reakci na signály v propioceptivních a kožních aferentech, páteřní interneuronální sítě modifikují pohybový vzor ve spolupráci s klesajícími signály ze struktur mozkového kmene a mozkové kůry (Takakusaki, 2013, s. 1483).

Chůze je tedy komplexní motorický úkol, který zahrnuje koordinaci a řízení muskuloskeletálních stupňů volnosti v těle. Předpokládá se, že centrální nervová soustava (CNS) optimalizuje provádění pohybu v závislosti na požadavcích úkolu. CNS vyvinula interní dynamický model, který je zakódován v paměti a používán k řešení problému komplexní inverzní dynamiky. Zakódovaná informace generuje povely motorického neuronu, které způsobují pohyb končetin a generují vnější síly (Singh et al., 2019, s. 782).

Zpracování informací mezi bazálními ganglii, mozečkem a mozkovým kmenem může umožnit automatickou regulaci svalového tonu a rytmických pohybů končetin v nepřítomnosti vědomého vědomí. Když však pohybový subjekt narazí na překážky, musí záměrně upravit tělesné vyrovnání tak, aby vedl pohyby končetin. Taková záměrná úprava chůze vyžaduje motorické programování v premotorických oblastech mozkové kůry. Motorické programy využívají tělesné informace člověka jako je tělesné schéma, které je zachováno a aktualizováno v temporoparietální kůře. Motorické programy jsou přenášeny do mozkového kmene kortikoretikulospinálním systémem tak, že držení těla je předem kontrolováno. Tyto procesy umožňují kortikospinálnímu systému generovat trajektorii končetin a dosáhnout přesného umístění chodidla. K tomuto účelu mohou posloužit smyčky z motorických kortikálních oblastí do bazálních ganglií a mozečku (Takakusaki, 2013, s. 1483).

Volní proces vyžaduje zpracování kortikálních informací. Projekce z limbického systému do mozkového kmene je zodpovědná za emoční procesy. Mozkový kmen a mícha se podílejí na automatických procesech. Bazální ganglia a mozeček poté řídí volitelné a automatické procesy thalamokortickými projekcemi, respektive přímými projekcemi do mozkového kmene (Takakusaki, 2013, s. 1483).

### **3.4 Slackline jako varianta náročnější variace chůze**

Jako náročnější variantu chůze lze zvolit chůzi po slackline, která je v dnešní době brána jako rekreační sport. A právě posturální kontrola, stejně jako neuromuskulární aktivace, jsou hlavními přispěvateli ke sportovním výkonům v mnoha sportovních disciplínách a odpovídající deficity jsou často popisovány jako možné vnitřní rizikové faktory sportovních úrazů. Posturální kontrola je definována jako kontrola těžiště v mezích základny opory, která vyžaduje neuromuskulární reakce zahrnující tři hlavní klouby dolních končetin (kyčel, koleno a kotník). Schopnost znovu získat rovnováhu za dynamičtějších podmínek, jako je neočekávaná pertubace polohy těla (např. zakopnutí nebo uklouznutí), je dále důležitá pro prevenci pádů nebo zranění a může zlepšit motorickou kontrolu obecně. Velikost svalové aktivace je důležitá nejen pro udržení nebo znovuzískání rovnováhy, ale je také důležitá pro funkční stabilitu kloubu, která je zajištěna jak přípravnou, tak reaktivní svalovou aktivací (Pfusterchmied, Stöggl et al., 2013, s. 562).

Obecně je slackline čára složená z nylonových popruhů. Je napnuta dostatečně pevně mezi dva kotevní body, aby tak na ní mohli lidé balancovat. V závislosti na délce a napětí slackline lze měnit charakteristiky lana (jeho amplitudu a frekvenci houpání lana) a tím lze

upravovat obtížnost úkolu. Obecně má slackline vysoce elastické vlastnosti a je v tomto ohledu podobné trampolíně. Jeho možnou nevýhodou je malá neměnná základna opory. Právě tato vysoce pohyblivá základna opory může být také považována za hlavní rozdíl mezi slackliningem a „klasickým balančním tréninkem“ (Pfusterschmied, Buchecker et al., 2013, s. 49). U klasického balančního tréninku lze totiž předpokládat, že všechna zařízení jsou víceméně neměnná ve své pozici v prostoru (Taube, Leukel a Gollhofer, 2008, s. 358).

Pro udržení pozice těla proti gravitaci je zapojeno několik nervových systémů, různých pohybových strategií a muskuloskeletálních složek, jako je například rozsah pohybu kloubů. Na základě vysokých posturálních nároků spojených s balancováním na slackline by se dalo předpokládat, že slackline trénink může nejen zlepšit schopnost balancovat na slackline, ale také zlepšit posturální kontrolu v jiných balančních situacích, (např. lyžování nebo bruslení) (Pfusterschmied, Buchecker et al., 2013, s. 49).



## 4 Motorický trénink

Motorický trénink navozuje zážitkově specifické vzorce plasticity mozku napříč motorickou kůrou a míchou. Motorická kůra a mícha mají pozoruhodnou schopnost měnit strukturu a funkci v reakci na diferenciální motorický trénink. Jakýkoliv dovednostní trénink, tedy i trénink motorický, navozuje synaptogenezi, synaptickou potenciaci a reorganizaci reprezentací pohybu v rámci motorické kůry. Například vytrvalostní trénink navozuje angiogenezi v motorické kůře, ale nemění organizaci motorické mapy ani číslo synapse. Silový trénink mění spinální motoneuronovou dráždivost a navozuje synaptogenezi v míše, ale nemění organizaci motorické mapy. Všechny tři zkušenosti z motorického tréninku navozují změny v míšních reflexech, které jsou závislé na specifických behaviorálních požadavcích úkolu. Osvojení si kvalifikovaného pohybu navozuje reorganizaci nervových obvodů v rámci motorické kůry, která podporuje tvorbu a zušlechťování kvalifikovaných sekvencí pohybu (Adkins et al., 2006, s. 1776).

Dospělé motorické chování je vysoce adaptivní a může být modifikováno v reakci na celou řadu různých motorických zážitků, včetně dovedností, síly a vytrvalostního tréninku. Získané motorické chování také přetrvává v nepřítomnosti pokračujícího tréninku, což dokazuje, že motorické zkušenosti jsou nějakým způsobem trvale zakódovány v nervovém systému. V současnosti existují rozsáhlé důkazy, že motorický trénink může vyvolat strukturální a funkční adaptaci (plasticitu) v několika motorických oblastech, včetně bazálních gangliích a mozečku (De Zeeuw a H Yeo, 2005, s. 667).

Prakticky všechny získané motorické dovednosti obsahují nějaký prvek dovednostního učení, zvýšenou sílu a zvýšenou vytrvalost, které se vyvíjejí prostřednictvím rozsáhlé praxe. Dovednostní trénink je definován jako získání a následné zdokonalení nových kombinací pohybových sekvencí. Silový trénink je definován jako cvičení odolnosti vedoucí ke zvýšení silové kapacity a vytrvalostní trénink se vztahuje na cvičení, která zvyšují kapacitu pro pokračující motorický výkon. Všechny tyto tři motorické tréninkové zkušenosti jsou kódovány před nesourodé formy anatomických a neurofyziologických změn napříč motorickou kůrou a míchou (Adkins et al., 2006, s. 1776). Motorické dovednosti, jako je hra na klavír, basketbal nebo psaní, se rozvíjejí rozsáhlým několikaletým tréninkem. Učení se nějakému pohybu zahrnuje několik vzájemně propojených složek: zpracování a shromažďování smyslových vstupů relevantních pro danou činnost, dále uplatňování rozhodovacích strategií, které definují parametry pohybu (např. směr, trvání, síla) a v neposlední řadě aktivaci zpětnovazebních,

reaktivních a biomechanických kontrolních procesů během motorického výkonu (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 1).

Tradičně se ve vztahu k motorickému učení rozlišuje pět zdrojů vstupů souvisejících s reakcí. Za prvé jde o proprioceptivní informace, za druhé o taktilní informace, za třetí o vestibulární informace, za čtvrté o vizuální informace a za páté o sluchové informace, které jsou ale zastoupeny v menší míře. Všechny těchto pět zdrojů přímo souvisí s vlastním prováděním pohybu (Mulder, 2007, s. 1266). Při motorickém učení se zapojují i tzv. zrcadlové neurony.

#### **4.1 Zrcadlové neurony**

Zrcadlové neurony byly poprvé popsány v seminární práci v roce 1992 u makaků jako třída opičích premotorických buněk „střílejících“ během provádění akce (např. uchopení sousta potravy). Zapojovaly se ale i tehdy, když zvíře pozorovalo experimentátora nebo jinou opici, jak danou činnost provádí (Bonini et al., 2022, s. 767). Význam slova „zrcadlo“ odkazuje na základní rys zrcadlových neuronů, který označuje reakci na pozorování a provádění podobných akcí (Cook et al., 2014, s. 179).

Jejich původ je v senzorio-motorickém asociativním učení. Všeobecně se má za to, že zrcadlové neurony jsou genetickou adaptací pro pochopení akce. Byly evolucionárně navrženy tak, aby plnily specifickou socio-kognitivní funkci. Oproti tomu existuje tvrzení, že zrcadlové neurony jsou vytvářeny procesy asociativního učení v průběhu individuálního vývoje, a přestože mohou mít psychologické funkce, nemusejí mít nutně specifický evoluční účel nebo adaptivní funkci (Cook et al., 2014, s. 177). Navzdory jejich diskutovanému původu a funkci, odhalily nedávné studie u několika druhů, od ptáků po člověka, že kromě zrcadlových neuronů tvoří různé typy buněk rozdělených mezi více motorických, smyslových a emocionálních oblastí mozku „zrcadlový mechanismus“, který je složitější a pružnější, než se původně myslelo, a který má evolučně konzervovanou roli v sociální interakci. O několik let později byly tyto buňky pojmenovány zrcadlové neurony, aby byla zdůrazněna schopnost motorického systému „odrážet“ pozorované akce jiných tím, že byly získány stejné neurální substráty zapojené do plánování a provádění akcí (Bonini et al., 2022, s. 767). Zrcadlové neurony se senzorio-motorickými vlastnostmi se v mozku nacházejí v ohraničených populacích neuronů v klasických oblastech lidského mozku, včetně zadních oblastí podřadného čelního gyru (homolog oblasti F5, ve které byly nalezeny zrcadlové neurony u makaka) a podřadné parietální kůry. Dále v neklasických oblastech lidského mozku, jako jsou nadřazený parietální lobus a mozeček, doplňkové motorické oblasti a mediální spánkový lalok (Cook et al., 2014, s. 179).

Někdy se používá termín „zrcadlový neuron“ pouze pro neurony nacházející se v klasických oblastech, někdy se termín používá pro neurony v klasických i neklasických oblastech. Kromě této variace anatomické specifity si někteří výzkumníci vyhrazují tento termín pro jednotky, které se vybíjejí během pozorování a provádění přesně nebo obecně podobných akcí. Zatímco jiní používají termín alespoň příležitostně pro jakýkoliv neuron, který reaguje jak na pozorování, tak na provádění akce, bez ohledu na to, zda pozorované a prováděné akce jsou vůbec do značné míry podobné (Cook et al., 2014, s. 179).

Zrcadlové neurony pracují i při provádění tréninku. Fyzický trénink je bezesporu nezbytný pro osvojení a upevnění nových motorických dovedností. Dvěma dobře hodnocenými doplňkovými metodami pro učení se motorickým dovednostem jsou akční pozorování a imaginace pohybu. Během pozorování akce, vizuální informace implicitně aktivují tzv. systém zrcadlových neuronů a mohou tak zlepšit proces motorického plánování pozorovatele (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 1-2). Prokazuje se, že dochází k zapojení čelních motorických oblastí v rámci široké škály tělesných zobrazení, výrazů obličeje, hlasů a sociálních a komunikativních interakcí (Bonini et al., 2022, s. 767). Některé zdroje udávají, že zrcadlové neurony nekódují důsledně akční „cíle“. Kontingenční a kontextově citlivá povaha asociativního učení vysvětluje celou škálu vlastností zrcadlových neuronů. Například děti získávají dostatek senzorio-motorických zkušeností na podporu asociativního učení zrcadlových neuronů („bohatství podnětu“). Zrcadlové neurony mohou být také radikálními způsoby změněny senzorio-motorickým tréninkem. Z asociativního popisu vyplývá, že spolehlivé informace o funkci zrcadlových neuronů lze získat pouze výzkumem založeným na vývojové historii, teorii na systémové úrovni a pečlivém experimentování (Cook et al., 2014, s. 177).

## 5 Neuroplasticita mozku

Kortikální reprezentace mozku nebo též neuroplasticita mozku dospělých není fixní nebo rigidní, ale značně dynamická. V důsledku periferních nebo centrálních vstupů dochází k neustálé reorganizaci lokálních korových spojení a reakcí. Nově nabitá zkušenost tedy může modifikovat strukturu mozku. Právě dynamická schopnost senzorické a motorické kůry reorganizace je důležitou součástí normálního učení a zotavení se po nervovém poškození (Mulder, 2007, s. 1266). Stará studie z roku 1983 (Merzenich et al., s. 33) provedla přelomový experiment, ve kterém ukázali, že pokud se část těla stane méně aktivní například v důsledku deafferentace (do mozku je vysíláno méně aferentních informací nebo žádné), její topografická reprezentace v somatosenzorické kůře se změní. Kortikální reorganizace není pouze výsledkem dlouhodobých strukturálních lézí, ale probíhá i po relativně krátkých obdobích nedostatku normálního vstupu, například po dočasné ischemické nervové bloádě nebo po relativně krátkém období nepoužívání. Účinky bolesti nepoužívání nejsou omezeny pouze na periferní efekty, ale vedou k centrální reorganizaci. Bolest tedy může ovlivňovat nervovou reprezentaci pohybu (Mulder, 2007, s. 1266). Flor (2003, s. 66) v její studii uvádí, že v důsledku neuropatické a muskuloskeletální bolesti dochází k podstatné centrální reorganizaci jak v somatosenzorickém, tak v motorickém systému. U jedinců s chronickou bolestí zad a fibromyalgií se množství reorganizačních změn zvyšuje s délkou trvání bolesti. U fantomové bolesti končetin a dalších neuropatických bolestivých syndromů souvisí kortikální reorganizace s intenzitou bolesti (Flor, 2003, s. 66).

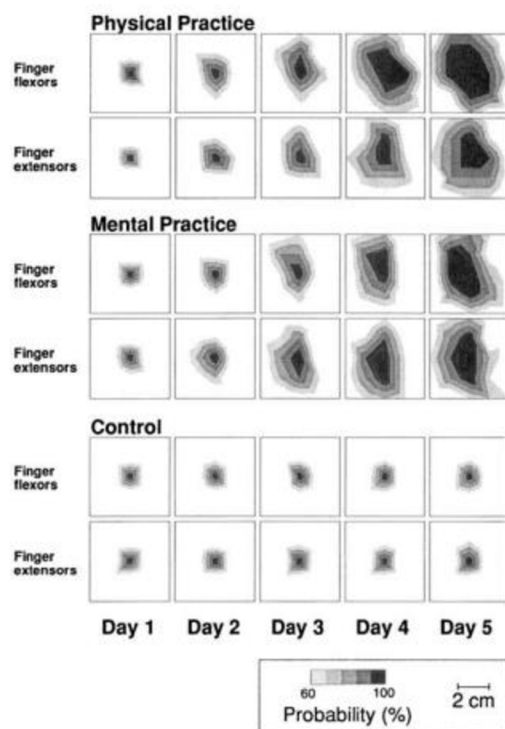
Centrální reorganizace však neprobíhá pouze v důsledku smyslových vstupů, ale také v důsledku jejich nárůstu. Gaser a Schlaug (2003, s. 9240) v jejich studii prokázali, že rozsáhlý hudební trénink vede k multiregionálním změnám v mozku, a to konkrétně v rámci objemu šedé hmoty mozkové. Nemusí se ale jednat pouze o složité dovednosti, ale i jednoduché pohyby, opakované po krátkou dobu, jsou účinné při vyvolávání korových reprezentačních změn (Mulder, 2007, s. 1266). Nelles et al. (2001, s. 1146) v jejich studii ukázali, že u jedinců s těžkou hemiparézou docházelo v důsledku úkolově orientovaného tréninku paží ke změnám v regionálním mozkovém prokrvení.

S neuroplasticitou se dá různě pracovat. Experimentální manipulace se smyslovými vstupy tak, že se hmat a zrak oddělí, vede k iluzi „gumové ruky“. V tomto konkrétním případě jedinci přisuzují hmatové vjemy pociťované jejich rukou gumové protéze, na které vidí probíhající taktilní stimul (Botvinick a Cohen, 1998, s. 756).

Samotná neuroplasticita závislá na činnosti probíhá nejen v mozku, ale i v míše. Dostupnost multimodálních vstupů souvisejících s reakcí tvoří rozhodující faktor pro neporušenost motorických reprezentací v mozku, pro neporušenost uvědomování si těla a také pro učení a zotavení. Na tomto pozadí lze učení chápat jako plasticitu závislou na vstupu, která se odráží ve změnách mozku (Mulder, 2007, s. 1266).

Kortikální reprezentace nejsou po celý život fixní, ale naopak vysoce dynamické. V reakci na periferní vstupy a výstupy je architektura nervových spojení průběžně reorganizována. Zkušenost proto může modifikovat strukturu mozku a představuje důležitou složku v učení a zejména během zotavování po nervovém poškození. Pokles aferentních informací vyslaných do mozku po nepoužívání nebo poškození vyvolává zmenšení velikosti topografického zastoupení svalů v somatosenzorické a motorické kůře (Avanzino et al., 2011, s. 84).

Pascual-Leone et al. (1995, s. 1042) byli první, kteří ukázali kortikální reorganizaci vyvolanou mentální praxí. Autoři použili techniku transkraniální magnetické stimulace (TMS) k mapování primární oblasti mozkové kůry, která se zaměřuje na kontralaterální svaly rukou před a po pětidenním období učení. Úkol relevantní pro neuroplasticitu mozku spojenou s imaginací pohybu spočíval v opakování pětiprstového cvičení na klavír v čase s metronomem. Během dvouhodinových tréninků byli účastníci instruováni, aby buď skutečně provedli úkol, nebo si pouze představovali své prsty, které cvičení provádějí a u toho mysleli i na zvuk, který hrají. Výkon každého účastníka byl denně testován a poté následovalo mapování TMS. Po pětidenním tréninku obě skupiny vykazovaly postupné zlepšování dovedností, o čemž svědčí snížený počet chyb a snížená variabilita intervalů mezi stisky kláves. Podobně se po skutečné a mentální praxi (imaginaci pohybu) zvětšilo kortikální zastoupení flexorových a extenzorových svalů dlouhých prstů v kontralaterální aree M1 (Obrázek 2, s. 38). Toto zjištění naznačuje, že imaginace pohybu vyvolává kortikální změny srovnatelné s těmi, které jsou vyvolány pravým provedením pohybu (Pascual-Leone et al., 1995, s. 1042).



**Obrázek 2** Reprezentativní příklady výstupních map kortikálních oblastí pro flexorové a extenzorové svaly prstů horních končetin (Pascual-Leone et al., 1995, s. 1041)

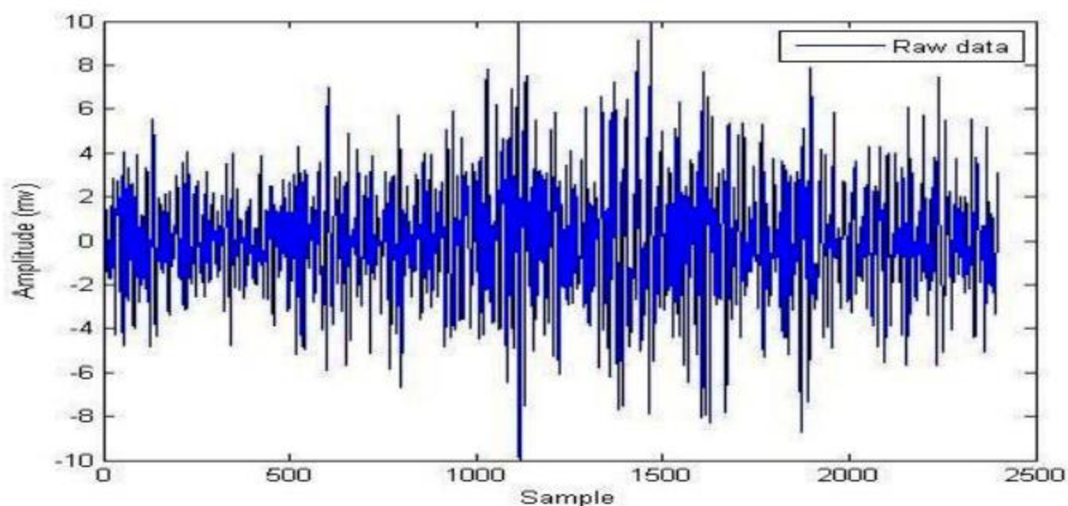
Vrozená schopnost prožitkově specifické plasticity v motorickém systému přidává úroveň složitosti k nervovému kódování motorického chování. Za prvé většina nových motorických chování je získána s určitým prvkem učení dovedností, zvýšenou silou a zvýšenou vytrvalostí. Proto je získávání motorického chování spojeno se specifickými vzorci plasticity v motorickém systému, které kódují každý prvek motorického výkonu a jsou potenciálně obtížně rozlišitelné. Za druhé, protože více motorických chování je zakódováno v rámci stejných míst, plasticita v rámci těchto míst musí být vrstvena na neuronové obvody, které předtím prošly výcvikem vyvolanou reorganizací. Předchozí prožitkově specifická reorganizace tak může být změněna těmito nově vyvolanými neuronovými plastickými změnami a naopak. To musí mít behaviorální důsledky, při kterých se staré motorické chování může bránit osvojením nového chování nebo nové chování může zhoršit výkonnost starého chování. Takové proaktivní a retroaktivní rušení motorického chování je již dlouho uznáváno (Panzer, Wilde a Shea, 2006, s. 61; Adkins et al., 2006, s. 1780).

Plasticita v jednom místě v reakci na danou zkušenost z tréninku může sama vyvolat plasticitu po proudu nebo proti proudu z tohoto daného místa. Taková reaktivní plasticita nemusí mít žádný vztah k nedávno získanému chování, ale změnou stavu systému může nesouvisející zkušenost z tréninku ovlivnit výkonnost stávajícího motorického chování nebo osvojení si nového chování. Mechanismy zakódování motorického chování se tak mohou samy

přizpůsobit stavu systému v době tréninku. Tato metaplasticita je jistě přehlížena ve studiích na zvířatech, ve kterých subjekty mají velmi omezenou komplexnost motorické zkušenosti před experimentálně diktovaným motorickým tréninkem. Přes tyto výhrady je však zřejmé, že motorický trénink zajišťuje strukturální a funkční reorganizaci celého motorického systému, jehož povaha je diktována behaviorálními požadavky a zkušenostmi s tréninkem (Adkins et al., 2006, s. 1780).

## 6 Povrchová elektromyografie

EMG označuje kolektivní elektrický signál ze svalů, který je řízen nervovým systémem a vzniká při kontrakci svalů. Signál reprezentuje anatomické a fyziologické vlastnosti svalů. Ve skutečnosti je EMG signál elektrickou aktivitou svalových motorických jednotek, které se skládají ze dvou typů – povrchového EMG (sEMG) a intarmuskulárního EMG. V dnešní době se přednostně používají povrchově detekované signály k získání informací o době nebo intenzitě povrchové svalové aktivace. EMG signály jsou považovány za nejužitečnější jako elektrofyziologické signály v lékařské a inženýrské oblasti. Kdykoliv je zaznamenán EMG signál ze svalu, kontaminují jej různé typy zvuků. Jedná se o tzv. syrový EMG signál (Obrázek 3, s. 40; Chowdhury et al., 2013, s. 12432). Proto je analýza a klasifikace EMG signálů velmi obtížná kvůli komplikovanému vzorci EMG, zejména pokud dochází k pohybu (Alkan a Günay, 2012, s. 44). EMG signály mohou být použity pro generování řídicích povelů pro rehabilitační zařízení, jako jsou robotické protézy a v generických rozhraních člověk-stroj. Při získávání EMG signálu jsou přijímány různé zvuky v pozadí díky přítomnosti elektronického zařízení a fyziologických faktorů. Tento šum musí být jasně odstraněn, což bývá stále velmi obtížné (Chowdhury et al., 2013, s. 12432).



**Obrázek 3** Surový EMG signál z m. vastus medialis (Chowdhury et al., 2013, s. 12443)

V minulosti se povrchová elektromyografie, která je neinvazivní formou (Felici a Del Vecchio, 2020, s. 2) používala k hodnocení neuromuskulárních odpovědí při různých aktivitách zdravých subjektů a k hledání možných změn v důsledku patologie nebo během rehabilitace. V posledních desetiletích se aplikace sEMG rozšířily v tradičních oborech (sport, analýza pohybu a chůze) i v oborech novátorských (porodnictví, pracovní a umělecká medicína, stárnutí,



veterinární medicína a rehabilitace). Zatímco zaměření se rozšířilo z neurofyziologického výzkumu na neurorehabilitaci, preventivní medicínu, ergonomii a hodnocení intervencí. V této době má sEMG omezenou diagnostickou schopnost, ale je mocným nástrojem prevence, hodnocení a hodnocení účinnosti léčby a zákroků (Merletti a Muceli, 2019, s. 2-3).

Povrchový EMG signál reprezentuje charakteristiky svalové funkce a poskytuje informace o svalových aktivitách. Analýza tohoto signálu může zdravotnickým odborníkům poskytnout diagnostické informace, které by mohly sloužit jako užitečný nástroj při rozhodování o vhodném léčebném plánu svalové dysfunkce. Povrchová elektromyografie je v kombinaci s kinematickými a kinetickými údaji užitečným nástrojem pro rozhodování o vhodné metodě potřebné k léčbě u pacientů s poruchami pohybového aparátu. sEMG se používá již desítky let k vyhodnocování neuromuskulárních reakcí během řady aktivit a k vývoji rehabilitačních protokolů (Papagiannis et al., 2019, s. 59).

Získávání EMG signálů tradičně převládá v klinických kontextech – neurologii, ortopedii, fyziologii – a většinou se jedná o EMG prováděné s jehlou nebo jemným drátkem. Využití sEMG pro studium motorické kontroly se primárně uplatňuje ve výzkumném prostředí. Omezené využití sEMG pouze ve výzkumném prostředí je dáno především tím, že globální EMG signály jsou spojeny s aktivitou mnoha motorických jednotek a vlastnostmi tkáně mezi elektrodami a svalovými vlákny. Vzhledem k tomu, že je tak klamně snadné shromáždit přiměřená data sEMG, mají výzkumníci tendenci tuto techniku podceňovat, zatímco profesionálové v oblasti pohybu mají tendenci ji přeceňovat (Felici a Del Vecchio, 2020, s. 2).

Mimo jiné se dá sEMG používat i pro posouzení chůze. Pro posouzení funkce chůze u ortopedických pacientů je nezbytné použití specifických kinematických a kinetických parametrů, ale v kombinaci s různými motorickými úkony a povrchovým sEMG hodnocením mohou tato hodnocení poskytnout úplné pochopení chůze a svalové rovnováhy konkrétního pacienta. Zejména analýza chůze při specifických pohybech může poskytnout více informací o výkonnosti kloubů. Kromě toho nám sEMG, je-li detekována dobrovolná aktivita, umožňuje znázornit načasování a úroveň svalové aktivace v chůzi pacienta. Tyto dodatečné informace spojené s kinematickými a kinetickými výsledky mohou lépe charakterizovat pohyby pacienta z hlediska funkce. Společně s sEMG lze vyvozovat, které svaly mohou vykazovat slabost a nemají zásadní roli v chůzi. Všechna tato zjištění v kombinaci s klinickým hodnocením mohou poskytnout důkazy užitečné pro včasné sledování pacientů a plánování specifické rehabilitační léčby po chirurgickém zákroku, zamezení zbytečným zákrokům, prosazení ušetřených struktur a získání nejlepšího výkonu chůze u každého subjektu (Papagiannis et al., 2019, s. 59-60).

## 6.1 Inerciální měřící jednotky (IMU)

Analýza chůze se tradičně provádí v laboratorním prostředí za použití drahého vybavení, ale v poslední době nositelné senzory umožňují integraci do klinických aplikací i použití při činnostech každodenního života. Analýza chůze v reálném čase je klíčem k rozvoji technik rehabilitace chůze a pomocných pomůcek, jako jsou například neuroprotézy. A právě mezi nejrozšířenější nositelné senzory patří inerciální měřící jednotky (IMU; Prasanth et al., 2021, s. 1).

Inerciální měřící jednotky jsou senzory kombinující akcelerometry a gyroskopy pro měření lineárního zrychlení a úhlové rychlosti tělesa, ke kterému je připojeno. Volitelně je dodáván také s magnetometrem, který dokáže odhadnout magnetický sever na základě magnetického pole Země a někdy je nazýván inerciálně-magnetickou měřící jednotkou. IMU je možné kombinovat i se senzory měřícími EMG aktivitu. Vhodné umístění senzoru často zjednodušuje nebo dokonce eliminuje jakoukoli kalibraci potřebnou pro algoritmy detekce chůze. Gyroskopy jsou invariantní k převodu polohy, protože úhlová rychlost tuhého tělesa je stejná v jakémkoliv bodě těla (za předpokladu, že orientace senzoru zůstává stejná s ohledem na segment těla). Jsou také ovlivněny gravitací a jsou méně náchylné k hluku. Akcelerometry jsou naopak hlášený jako hlučnější, podléhají vlivu gravitace a jsou citlivé jak na polohu, tak na orientaci. Citlivosti na orientaci senzoru se obvykle vyhneme tím, že vezmeme v úvahu normu zrychlení místo zrychlení podél jednotlivých os. Vliv gravitace se často používá k odhadu orientace senzoru s ohledem na zemský referenční rám (v kombinaci s dalšími omezeními, jako je magnetické pole Země; Prasanth et al., 2021, s. 9-10).

Orientace měřená IMU je často užitečná při analýze chůze. Za statických podmínek lze akcelerometry použít k odhadu sklonu vzhledem ke gravitačnímu vektoru, zatímco magnetometry mohou být použity k odhadu orientace vzhledem k magnetickému poli Země (magnetický sever). Vzhledem k tomu, že měření zrychlení z akcelerometrů jsou náchylná k šumu, není odhad orientace mimo statické podmínky přesný z okamžitých dat senzorů. Metody fúze senzorů kombinují informace z akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů, aby poskytly lepší odhad orientace senzoru (Prasanth et al., 2021, s. 11).

## **7 Výzkumné cíle a hypotézy**

V následujících podkapitolách je uveden hlavní cíl práce, dílčí cíle a hypotézy vztahující se k diplomové práci.

### **7.1 Hlavní cíl**

Hlavním cílem práce bylo zjistit vliv imaginace chůze po slackline na svalovou aktivitu vybraných kosterních svalů dolních končetin u zdravých mladých dospělých jedinců.

### **7.2 Dílčí cíl**

Prvním dílčím cílem bylo zjištění posturálních výchylek během imaginace chůze po slackline.

Druhým dílčím cílem bylo objasnění vlivu tréninku imaginace pohybu, který probíhal mezi dvěma měřeními.

### **7.3 Hypotézy**

V rámci diplomové práce jsme stanovili následující hypotézy.

#### **7.3.1 Hypotéza 1**

H01: Svalová aktivita m. GM a m. TA se neliší v klidu, u imaginace 1 a u imaginace 2.

HA1: Svalová aktivita m. GM a m. TA se liší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.

#### **7.3.2 Hypotéza 2**

H02: Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se neliší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.

HA2: Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se liší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.

#### **7.3.3 Hypotéza 3**

H03: Svalová aktivita m. GM a m. TA se neliší po tréninku imaginace chůze po slackline.

HA3: Svalová aktivita m. GM a m. TA se liší po tréninku imaginace chůze po slackline.

#### **7.3.4 Hypotéza 4**

H04: Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se neliší po tréninku imaginace chůze po slackline.

HA4: Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se liší po tréninku imaginace chůze po slackline.

## **8 Metodika**

### **8.1 Charakteristika souboru**

Při výběru sledovaného souboru byla zvolena metoda záměrného výběru. Výzkumný soubor byl tvořen zdravými studenty Fakulty zdravotnických věd v Olomouci, a to konkrétně oborů Aplikovaná fyzioterapie. Důvodem byla jednotnost věkového rozmezí jedinců. Průměrný věk ( $\pm$  SD) probandů byl 24,3 ( $\pm$  1,6) let, výška 174 ( $\pm$  10,3) cm a hmotnost 71,8 ( $\pm$  14,3) kg (Tabulka 1, s. 50). Předpokládaný počet jedinců byl 20. V experimentální části bylo změřeno 19 probandů. Jeden proband nemohl být změřen, protože na něm nedržely senzory nutné k měření. Probandi byli informováni o účelu a zaměření výzkumu, o zajištění anonymity a ochrany osobních dat.

Inkluzivní kritéria zahrnovala výše zmíněný jednotný věk, fyzickou zdatnost a předpoklad plného zdraví. Dále adekvátní stupeň schopnosti imaginace pohybu, který byl hodnocen pomocí dotazníku MIQ-R (Gregg et al., 2007, s. 254-257; Hall a Martin, 1997, s. 1-5). Dotazník obsahoval 8 úkolů, které probandi museli splnit. Obtížnost těchto úkolů byla hodnocena pomocí Visuální škály představy nebo pomocí Kinestetické škály představy a to od 1 = velmi těžko představitelný nebo velmi těžko procítěný úkol do 7 = velmi lehce představitelný nebo velmi lehce procítěný úkol. U každého úkolu byl druh hodnotící škály uveden (Gregg et al., 2007, s. 254-257).

Exkluzivní kritéria byl věk starší 30 let, minimálně týden netrvající akutní bolest, závažné vrozené, získané muskuloskeletální nebo neurologické patologie, chatrná fyzická zdatnost a jakýkoliv interní nebo muskuloskeletální stav neumožňující plné provedení experimentu.

### **8.2 Metody sběru dat**

Samotný sběr dat probíhal pomocí telemetrických senzorů Delsys Trigno (Natick, MA, USA). Senzory snímaly elektromyografickou aktivitu m. gastrocnemius medialis (m. GM) a m. tibialis anterior (m. TA) z obou dolních končetin a akcelerometrická data hodnotící posturální výchylky z oblasti os sacrum. Zpracování a analýza dat probíhala v programu EMGworks Acquisition 4.7.8 od firmy Delsys. Data byla bezpečně uložena. Uchování dat probíhalo anonymně pod určeným číslem a data sloužila výhradně pro účely diplomové práce.

### **8.3 Realizace výzkumu**

Výzkum probíhal v areálu Fakultní nemocnice Olomouc v prostorách Kineziologické laboratoře od května roku 2023 do února roku 2024. V rámci laboratoře bylo zajištěno čisté prostředí s pokojovou teplotou. Probandi byli měřeni ve sportovním oblečení s ponožkami či bosí. Pro účastníky výzkumu nevyplývala žádná rizika. Elektrody byly aplikovány hypoalergenními

lepícími páskami kvůli zamezení rizika vzniku kožní alergické reakce. Testování společně s vyplněním dotazníku nepřesáhlo 45 minut a odehrávalo se pod dohledem fyzioterapeuta. V případě únavy či jakýchkoliv jiných komplikací bylo měření přerušeno. Pokud se účastník výzkumu rozhodl odstoupit z účasti na diplomové práci, mohl tak učinit kdykoliv, i v jeho průběhu.

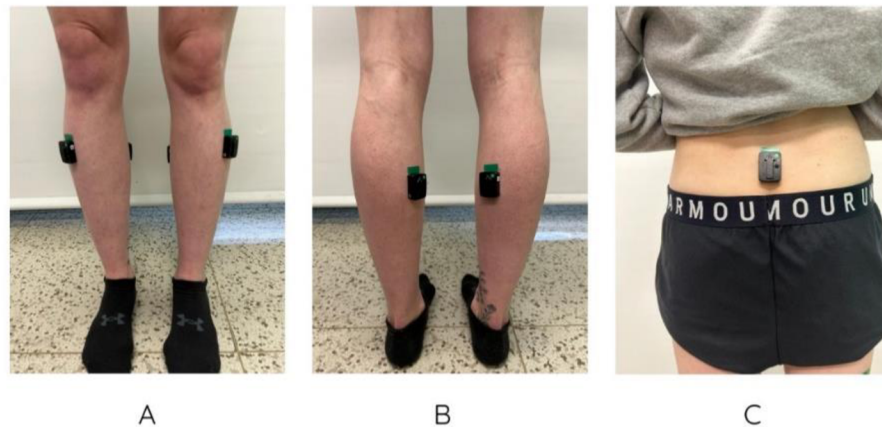
#### **8.4 Postup měření**

Výzkum má kvantitativní design. Etickou komisí bylo uděleno souhlasné stanovisko k vypracování diplomové práce (Příloha 1, s. 108). Jako první probandí podepsali Informovaný souhlas (Příloha 2, s. 109). Dále vyplnili dotazník o představě pohybu, tzv. MIQ-R (Movement Imagery Questionnaire – Revised; Příloha 3, s. 111; Hall a Martin, 1997, s. 1-5). Následně došlo k randomizaci. Probandi dostali vylosovat, zdali budou nebo nebudou kognitivně trénovat imaginaci pohybu mezi prvním a kontrolním měřením, které proběhne za 14 dní od prvního měření. Výše zmíněné losování bylo provedeno znovu i po čtrnáctidenním období a bylo prováděno, aby nedošlo při sběru dat k jejich zkreslení. Testování probíhalo na slackline, která se nacházela na chodbě Kineziologické laboratoře a její rozměry byly následující: délka – 3 m, výška od země – 30 cm a šířka – 5 cm.

V rámci přístrojových vyšetření byly použity senzory Delsys Trigno (Natick, MA, USA), pomocí kterých byla měřena elektromyografická a akcelerometrická data. Jednotlivé senzory byly připevněny na těla probandů tak, aby šipka na senzoru směřovala kraniálně. Hodnoty EMG dat a dat akcelerometrických byly snímány v programu EMGwork®Acquisition 4.7.8. Pokud došlo k nechtěnému odlepení senzoru například dotekem mediální strany dolních končetin o sebe, byl probandovi nalepen senzor znovu a měření bylo zopakováno. V případě, že proband spadl ze slackline při provádění chůze po slackline, nebylo měření pozastaveno. Proband se pouze ze stejného místa pokusil opětovně dostat na slackline. Jednotlivá data probandů byla ukládána pod jeho iniciály do jednotlivých složek.

### 8.4.1 Přípravná fáze

V přípravné fázi měření byly na oholenou, řádně alkoholovou dezinfekcí ošetřenou pokožku umístěny senzory. Senzory se umístily na střed svalového břicha, který byl vypalovaný v izometrické kontrakci daného svalu. Senzory byly upevněny hypoalergenní páskou dle SENIAM guidelines (Stegeman, Hermens, 1998, s. 108-112). Samotné měření čtyřmi EMG senzory detekovalo aktivitu vybraných svalů obou dolních končetin a to konkrétně m. TA a m. GM. Další jeden senzor sbírající akcelerometrická data byl aplikován na těle jedince, a to na střed os sacrum (Obrázek 4, s. 47). Po této přípravné fázi započalo samotné měření.



**Obrázek 4** Uložení senzorů (A – pro m. TA; B – pro m. GM, C – pro os sacrum; Zdroj: vlastní)

### 8.4.2 Realizace měření

První fáze měření započala klidovou situací, při které proband pouze stál a koukal do bílého plátna (Obrázek 5, s. 47). V hlavě si zpíval píseň „Hodně štěstí zdraví“ po dobu 30 s, aby tak v mozku došlo k udání rytmu. Stoj byl zvolen také jako výchozí poloha pro imaginaci chůze po slackline.



**Obrázek 5** Klidová situace (Zdroj: vlastní)

Druhá fáze měření započala vizuálním vjemem (podíváním se) na slackline. Následně se proband vrátil zpět do klidového stoje před bílé plátno. Při pohledu do plátna došlo k představě chůze po slackline opět po dobu 30 s.

Třetí fází měření byla reálná exekuce chůze po slackline (Obrázek 6, s. 48) trvající 90 s.



**Obrázek 6** Chůze po slackline (Zdroj: vlastní)

Při poslední čtvrté fázi se jedinec opět vrátil před plátno a celou situaci samotné chůze po slackline si při klidovém stoji opět představoval po dobu 30 s.

Po čtrnáctidenním období proběhlo celé testování znovu. Ti jedinci, kteří si vylosovali možnost trénování kognitivního tréninku, si po dobu čtrnácti dní před spánkem představovali během tří minut chůzi po slackline. Mělo by tak dojít k ozřejmění, zdali existuje tréninkový potenciál v podobě představy pohybu či nikoliv. V této fázi bylo testování ukončeno.



## 9 Metody zpracování dat

Při hodnocení samotných dat byl užit program EMGwork®Analysis. Po vložení dat do programu došlo k označení potřebných svalů – m. GM dx, m. GM sin, m. TA dx a m. TA sin. Pomocí funkce remove mean byla nejprve upravena EMG data a následně výběrem funkce root mean square (window length = 0,125 a window overlap = 0,0625) byla data upravena společně s akcelerometrickými daty. Takto upravená data byla převedena do programu Microsoft Office Excel, ve kterém byla data dále upravována. U všech hodnot, výčtem EMG aktivita pro m. GM dx., m. GM sin., m. TA dx a m. TA sin a akcelerometrická data z oblasti os sacrum pro osy x, y i z, vložených do programu Microsoft Office Excel, byl proveden aritmetický průměr. Jednotlivé hodnoty byly seskupeny a vloženy do nového Excel dokumentu, ve kterém byly sesystematizovány, výčtem při klidové pozici, při imaginaci 1 a při imaginaci 2, k následnému statistickému vyhodnocení.

### 9.1 Metody statistického hodnocení

Statistická data byla zpracována v programu STATISTICA 13.4 EN. Součástí popisné statistiky byly jak u EMG, tak u akcelerometrických dat hodnoty průměrů, minima, maxima, směrodatné odchylky (SD) a mediánů. Ověření normality proběhlo pomocí Shapirova-Wilkova testu. Většina naměřených dat vykazovala nenormální rozdělení, a proto byly pro jejich vyhodnocování zvoleny neparametrické testy. Statistická významnost byla určena pro hodnoty na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

Jednotlivé testované svaly a akcelerometrické osy při prvním i druhém měření byly statisticky vypracovány pomocí Friedmannovy ANOVY.

Pro porovnání p-hodnot EMG i akcelerometrických dat prvního i druhého měření při situacích: klid, imaginace před exekucí pohybu a imaginace po exekuci pohybu byl použit Wilcoxonův párový post hoc test (Hypotézy 1 a 2).

Pro porovnávání p-hodnot EMG i akcelerometrických dat u trénovaných a netrénovaných jedinců byl použit neparametrický párový test Mann-Whitney U Test (Hypotéza 3 a 4).

## 10 Výsledky výzkumu

Tabulka 1 (s. 50) zobrazuje popisnou statistiku probandů. V tabulce jsou uvedeny průměr, minimum, maximum, medián a směrodatná odchylka u proměnných věk, výška a hmotnost.

**Tabulka 1** Popisná statistika probandů

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	Medián	SD
Věk	24,316	22	29	24	1,558
Výška	174	156	197	173	10,280
Hmotnost	71,842	53	115	68	14,324

**Legenda:** SD – směrodatná odchylka

Následující tabulka (Tabulka 2, s. 50) vyjadřuje popisnou statistiku průměrného skóre probandů po vyplnění dotazníku MIQ-R.

**Tabulka 2** Průměrné skóre probandů z dotazníku MIQ-R

Proband	Průměrné skóre probanda
1	7
2	7
3	4,4
4	4,6
5	5,5
6	6,8
7	5,8
8	5,3
9	6
10	6,3
11	4,9
12	4,4
13	7
14	5
15	6,4
16	7
17	6,6
18	6,8
19	7

Níže jsou uvedeny tabulky popisné statistiky pro testované svaly dolních končetin – m. GM a m. TA, a to jednotlivě pro první měření (Tabulka 3, s. 51) a pro druhé měření (Tabulka 4, s. 51).

Uvedené hodnoty EMG aktivity svalů jsou popsány pomocí průměru, minima, maxima, směrodatné odchylky, mediánu a p-hodnoty. P-hodnota je popsána na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 3** Popisná statistika EMG hodnot prvního měření ve voltech

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián	p
GMdx-K1	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	0,949
GMdx-I1-1	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,016 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
GMdx-I1-2	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,013 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
GMsin-K1	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,019 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	0,229
GMsin-I1-1	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
GMsin-I1-2	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,024 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
TAdx-K1	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	0,03
TAdx-I1-1	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	
TAdx-I1-2	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,018 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	
TAsin-K1	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,010 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	0,81
TAsin-I1-1	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	
TAsin-I1-2	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,020 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	

**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

**Tabulka 4** Popisná statistika EMG hodnot druhého měření ve voltech

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián	p
GMdx-K2	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,019 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$	0,504
GMdx-I2-1	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,017 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$	
GMdx-I2-2	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
GMsin-K2	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,033 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$	0,622
GMsin-I2-1	$0,010 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,034 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	
GMsin-I2-2	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,045 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$	
TAdx-K2	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,016 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	0,23
TAdx-I2-1	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	
TAdx-I2-2	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,013 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	
TAsin-K2	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	0,331
TAsin-I2-1	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	
TAsin-I2-2	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	

**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před

exekuci pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

Dále jsou uvedeny tabulky popisné statistiky pro akcelerometrické hodnoty tří os (x, y a z) z oblasti os sacrum. Tabulka 5 (s. 52) zobrazuje hodnoty po prvním měření a Tabulka 6 (s. 52) po druhém měření. Uvedené hodnoty EMG aktivity svalů jsou popsány pomocí průměru, minima, maxima, směrodatné odchylky, mediánu a p-hodnoty. P-hodnota je popsána na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 5** Popisná statistika akcelerometrických dat pro osy x, y a z prvního měření v jednotkách g

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián	p
X-K1	0,048	0,008	0,116	0,025	0,043	0,532
X-I1-1	0,047	0,006	0,116	0,025	0,048	
X-I1-2	0,047	0,004	0,109	0,027	0,05	
Y-K1	0,842	0,465	0,955	0,112	0,876	0,949
Y-I1-1	0,842	0,434	0,954	0,118	0,879	
Y-I1-2	0,841	0,459	0,955	0,114	0,861	
Z-K1	0,341	0,046	0,78	0,173	0,315	0,949
Z-I1-1	0,34	0,063	0,796	0,171	0,305	
Z-I1-2	0,339	0,056	0,781	0,175	0,342	

**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

**Tabulka 6** Popisná statistika akcelerometrických dat pro osy x, y a z druhého měření v jednotkách g

Proměnná (n = 19)	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián	p
X-K2	0,048	0,004	0,107	0,039	0,033	0,076
X-I2-1	0,044	0,005	0,107	0,036	0,032	
X-I2-2	0,042	0,006	0,108	0,034	0,029	
Y-K2	0,883	0,767	0,944	0,044	0,895	0,532
Y-I2-1	0,886	0,775	0,942	0,044	0,901	
Y-I2-2	0,872	0,741	0,958	0,066	0,893	
Z-K2	0,284	0,151	0,497	0,091	0,265	0,532
Z-I2-1	0,277	0,149	0,487	0,096	0,26	
Z-I2-2	0,293	0,088	0,536	0,135	0,268	

**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a

po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

Jako poslední jsou uvedeny tabulky popisné statistiky týkající se trénovaných a netrénovaných jedinců. Tabulka 7 (s. 53) vykazuje popisnou statistiku EMG a akcelerometrických dat trénovaných probandů. Tabulka 8 (s. 54) popisnou statistiku EMG a akcelerometrických hodnot netrénovaných jedinců.

**Tabulka 7** Popisná statistika EMG a akcelerometrických hodnot trénovaných probandů ve voltech (pro EMG data) a v jednotkách g (pro osy x, y a z)

<b>Proměnná T (n = 9)</b>	<b>Průměr</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>SD</b>	<b>Medián</b>
<b>GMdx-K2</b>	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,019 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$
<b>GMdx-I2-1</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,017 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$
<b>GMdx-I2-2</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-K2</b>	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,013 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-I2-1</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-I2-2</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-K2</b>	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,016 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-I2-1</b>	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-I2-2</b>	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,013 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-K2</b>	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-I2-1</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-I2-2</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$
<b>X-K2</b>	0,049	0,005	0,104	0,036	0,055
<b>X-I2-1</b>	0,047	0,007	0,107	0,035	0,056
<b>X-I2-2</b>	0,043	0,006	0,081	0,033	0,051
<b>Y-K2</b>	0,864	0,767	0,927	0,053	0,881
<b>Y-I2-1</b>	0,865	0,775	0,922	0,05	0,895
<b>Y-I2-2</b>	0,838	0,741	0,926	0,076	0,862
<b>Z-K2</b>	0,32	0,151	0,498	0,112	0,298
<b>Z-I2-1</b>	0,319	0,178	0,487	0,104	0,266
<b>Z-I2-2</b>	0,363	0,163	0,536	0,145	0,344

**Legenda:** T – trénování probandi, X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1

– imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka

**Tabulka 8** Popisná statistika EMG a akcelerometrických hodnot netréovaných probandů ve voltech (pro EMG data) a v jednotkách g (pro osy x, y a z)

Proměnná N (n = 10)	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián
<b>GMdx-K2</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$
<b>GMdx-I2-1</b>	$0,008 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$
<b>GMdx-I2-2</b>	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-K2</b>	$0,011 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,033 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-I2-1</b>	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,034 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,008 \times 10^{-3}$
<b>GMsin-I2-2</b>	$0,013 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,045 \times 10^{-3}$	$0,012 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-K2</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,010 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,005 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-I2-1</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,014 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAdx-I2-2</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,007 \times 10^{-3}$	$0,001 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-K2</b>	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,001 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-I2-1</b>	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,003 \times 10^{-3}$	$0,006 \times 10^{-3}$	$0,001 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>TAsin-I2-2</b>	$0,005 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$	$0,009 \times 10^{-3}$	$0,002 \times 10^{-3}$	$0,004 \times 10^{-3}$
<b>X-K2</b>	0,047	0,004	0,107	0,044	0,025
<b>X-I2-1</b>	0,042	0,005	0,104	0,038	0,021
<b>X-I2-2</b>	0,04	0,008	0,108	0,036	0,021
<b>Y-K2</b>	0,9	0,85	0,944	0,027	0,904
<b>Y-I2-1</b>	0,905	0,849	0,942	0,029	0,906
<b>Y-I2-2</b>	0,903	0,831	0,958	0,036	0,91
<b>Z-K2</b>	0,253	0,188	0,365	0,057	0,24
<b>Z-I2-1</b>	0,238	0,149	0,369	0,072	0,231
<b>Z-I2-2</b>	0,231	0,088	0,404	0,092	0,213

**Legenda:** N – netréovaní probandi, X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, SD – směrodatná odchylka

## 10.1 Vyjádření k hypotézám vycházející ze statistického hodnocení

### 10.2 Výsledky k hypotéze 1

**H01:** „Svalová aktivita m. GM a m. TA se neliší v klidu, u imaginace 1 a u imaginace 2.“  
**zamítáme** pro m. TA dx ( $p = 0,027$ ) při situaci K1  $\times$  I1-2 při prvním měření a pro m. TA sin ( $p = 0,033$ ) při situaci K2  $\times$  I2-1 při druhém měření. Hypotézu **nelze zamítnout** pro m. GM dx, m. GM sin a m. TA sin pro žádnou z testovaných situací a pro m. TA dx v situacích K1  $\times$  I1-1 a I1-1  $\times$  I1-2 prvním měření a pro m. GM dx, m. GM sin, m. TA dx pro žádnou z testovaných situací a pro m. TA sin v situacích K2  $\times$  I2-2 a I2-1  $\times$  I2-2 při druhém měření (Tabulka 9 a 10, s. 55).

**HA1:** „Svalová aktivita m. GM a m. TA se liší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.“ **zamítáme** pro m. GM dx, m. GM sin a m. TA sin pro všechny z testovaných situací a pro m. TA dx v situacích K1 × I1-1 a I1-1 × I1-2 prvního měření a pro m. GM dx, m. GM sin, m. TA dx pro všechny z testovaných situací a pro m. TA sin v situacích K2 × I2-2 a I2-1 × I2-2 při druhém měření. Hypotézu **nelze zamítnout** pro m. TA dx ( $p = 0,027$ ) pro situaci K1 × I1-1 při prvním měření a pro m. TA sin ( $p = 0,033$ ) při situaci K2 × I2-1 při druhém měření (Tabulka 9 a 10, s. 55).

Následující tabulky vyjadřují p-hodnoty při porovnávání EMG aktivity testovaných svalů při jednotlivých situacích uvedených v tabulkách. Tabulka 9 (s. 55) popisuje data z prvního měření a Tabulka 10 (s. 55) z druhého měření. P-hodnota je popsána na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 9** Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem testovaných svalů prvního měření

Proměnná (n=18)	p-hodnota K1 × I1-1	p-hodnota K1 × I1-2	p-hodnota I1-1 × I1-2
<b>GM dx</b>	0,445	0,445	0,573
<b>GM sin</b>	0,147	0,077	0,629
<b>TA dx</b>	0,184	<b>0,027</b>	0,07
<b>TA sin</b>	0,546	0,198	0,3

**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

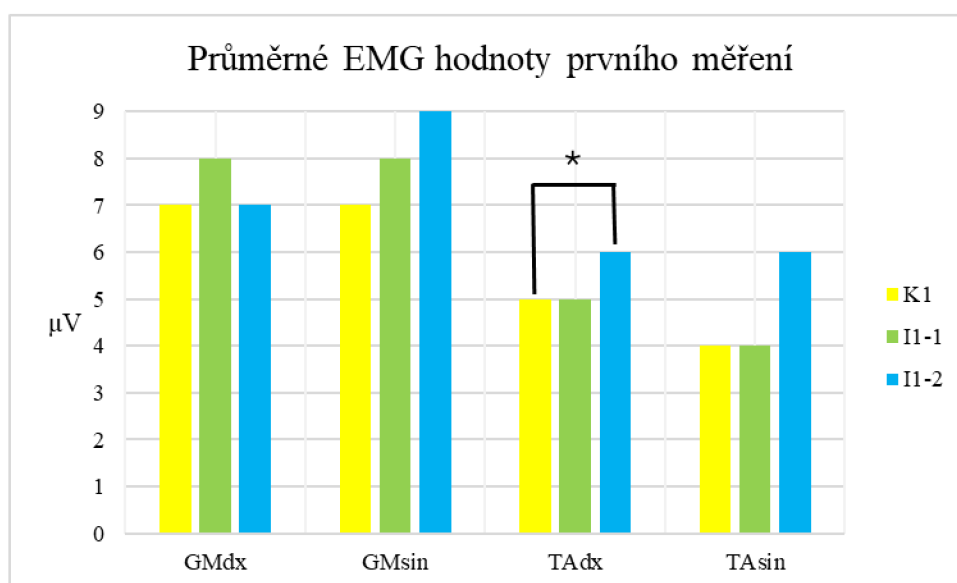
**Tabulka 10** Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem testovaných svalů druhého měření

Proměnná (n = 18)	p-hodnota K2 × I2-1	p-hodnota K2 × I2-2	p-hodnota I2-1 × I2-2
<b>GM dx</b>	0,687	0,171	0,629
<b>GM sin</b>	0,629	0,3	0,546
<b>TA dx</b>	0,126	0,355	0,809
<b>TA sin</b>	<b>0,033</b>	0,968	0,334

**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

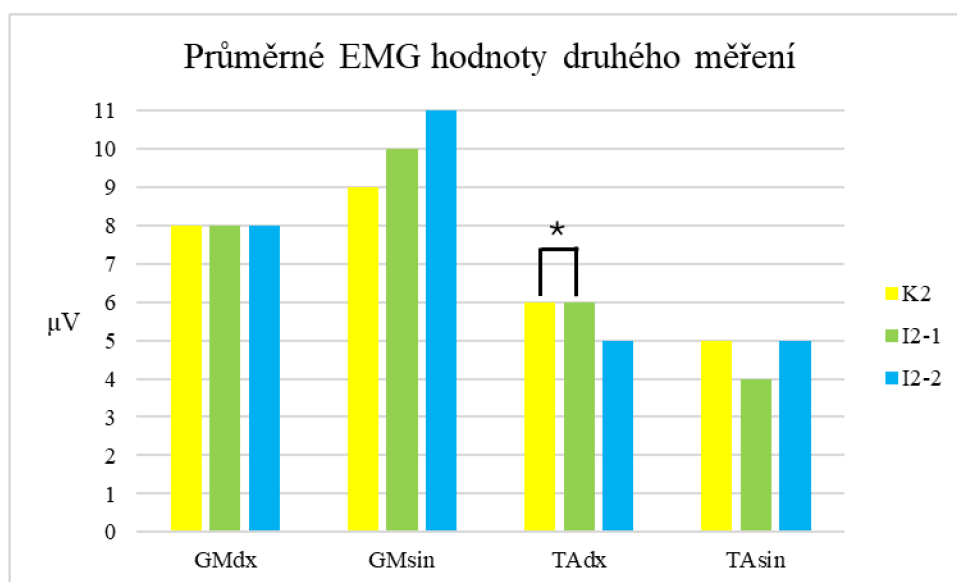
Následující grafy popisují průměrné EMG hodnoty vybraných svalů při prvním měření (Obrázek 7, s. 56) a druhém měření (Obrázek 8, s. 56).

**Obrázek 7** Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů prvního měření



**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu,  $\mu\text{V}$  – mikrovolt, \* – hladina signifikance  $p \leq 0,05$

**Obrázek 8** Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů druhého měření



**Legenda:** GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu,  $\mu\text{V}$  – mikrovolt, \* – hladina signifikance  $p \leq 0,05$



### 10.3 Výsledky k hypotéze 2

**H02:** „Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se neliší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.“ **nelze zamítnout** pro žádnou z testovaných situací (Tabulka 11, s. 57 a Tabulka 12, s. 57).

**HA2:** „Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se liší v klidu, u imaginace 1 a imaginace 2.“ **zamítáme** ve všech testovaných situacích (Tabulka 11, s. 57 a Tabulka 12, s. 57).

Následující tabulky vyjadřují p-hodnoty při porovnávání akcelerometrických dat pro osy x, y a z z oblasti os sacrum při jednotlivých situacích uvedených v tabulkách. Tabulka 11 (s. 57) popisuje data z prvního měření a Tabulka 12 (s. 57) z druhého měření. P-hodnota je popsána na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

**Tabulka 11** Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem jednotlivých os akcelerometrických dat prvního měření

Proměnná (n = 18)	p-hodnota K1 × I1-1	p-hodnota K1 × I1-2	p-hodnota I1-1 × I1-2
X	0,809	0,546	0,601
Y	0,629	0,469	0,658
Z	0,687	0,968	0,872

**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

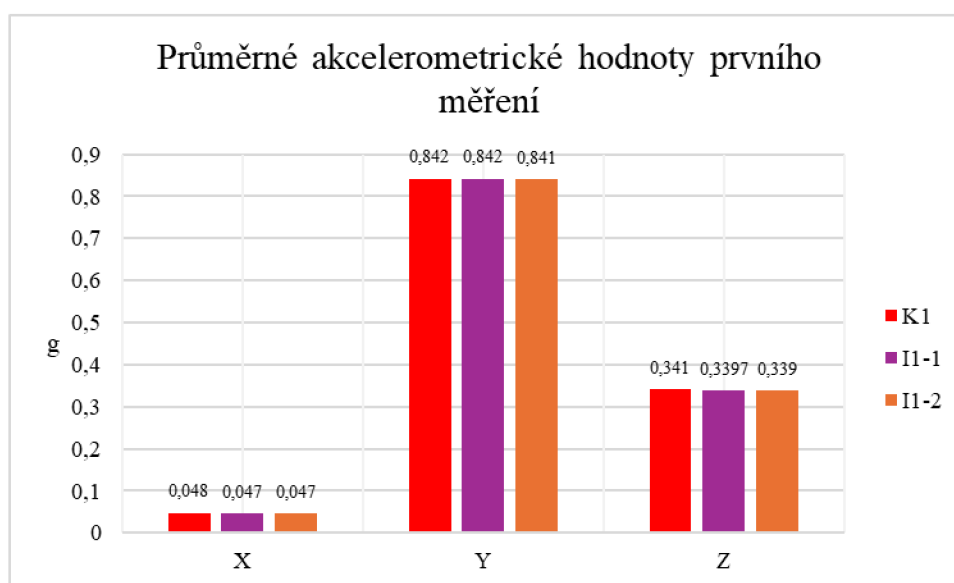
**Tabulka 12** Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem jednotlivých os akcelerometrických dat druhého měření

Proměnná (n = 18)	p-hodnota K2 × I2-1	p-hodnota K2 × I2-2	p-hodnota I2-1 × I2-2
X	0,243	0,064	0,117
Y	0,147	0,778	0,126
Z	0,26	0,872	0,159

**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

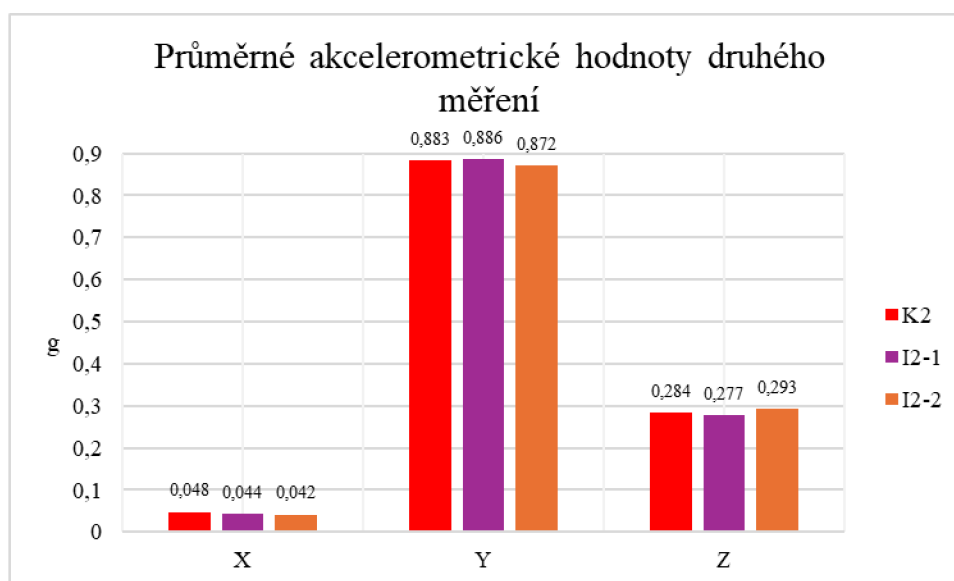
Následující grafy popisují průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z z prvního měření (Obrázek 9, s. 58) a druhého měření (Obrázek 10, s. 58).

**Obrázek 9** Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z prvního měření



**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K1 – klidová situace při prvním měření, I1-1 – imaginace pohybu při prvním měření a před exekucí pohybu, I1-2 – imaginace pohybu při prvním měření a po exekuci pohybu, g – jednotka akcelerometrických dat

**Obrázek 10** Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z druhého měření



**Legenda:** X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, g – jednotka akcelerometrických dat

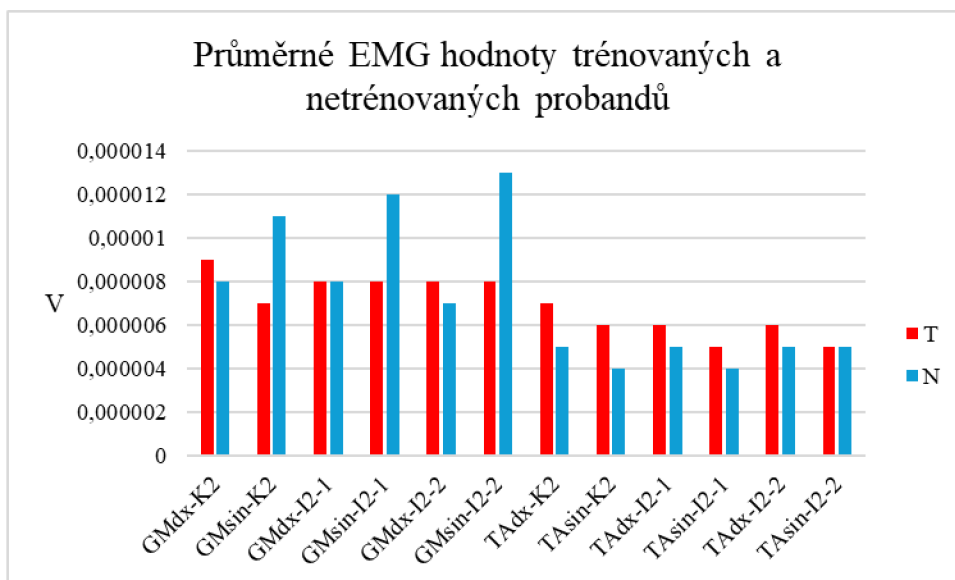
## 10.4 Výsledky k hypotéze 3

**H03:** „Svalová aktivita m. GM a m. TA se neliší po tréninku imaginace chůze po slackline.“ **nelze zamítnout** pro žádnou z testovaných situací, poněvadž nedošlo ke statisticky významným výsledkům na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

**HA3:** „Svalová aktivita m. GM a m. TA se liší po tréninku imaginace chůze po slackline.“ **zamítáme** ve všech testovaných situacích, poněvadž nedošlo ke statisticky významným výsledkům na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

Následující graf popisuje průměrné EMG hodnoty trénovaných a netréovaných probandů (Obrázek 11, s. 59).

**Obrázek 11** Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů trénovaných a netréovaných probandů



**Legenda:** T – trénovaní probandi, N – netréovaní probandi, GM – m. gastrocnemius medialis, TA – m. tibialis anterior, dx – dexter, sin – sinister, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu,  $\mu\text{V}$  – mikrovolyty

## 10.5 Výsledky k hypotéze 4

**H04:** „Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se neliší po tréninku imaginace chůze po slackline.“ **zamítáme** pro osu y při situaci I2-1 ( $p = 0,035$ ) při druhém měření. Hypotézu **nelze zamítnout** pro zbylé osy x a z pro žádnou z testovaných situací a pro osy y v situacích K2 a I2-2 při druhém měření (Tabulka 13, s. 60).

**HA4:** „Akcelerometrická data z oblasti os sacrum se liší po tréninku imaginace chůze po slackline.“ **zamítáme** pro osy x a z pro všechny z testovaných situací a pro osu y v situacích K2 a I2-2 při druhém měření. Hypotézu **nelze zamítnout** pro osu y při situaci I2-1 ( $p = 0,035$ ) při druhém měření (Tabulka 13, s. 60).

Tabulka 13 (s. 60) vyjadřuje p-hodnoty jednotlivých os měřených senzorem v oblasti os sacrum trénovaných a netrénovaných probandů podle Mann-Whitneyůvova testu. P-hodnota je popsána na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ .

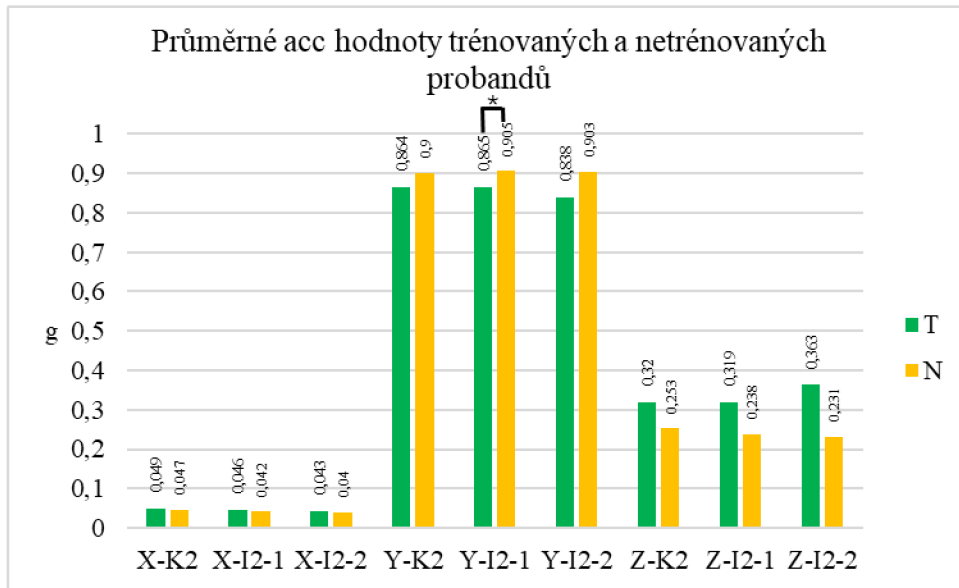
**Tabulka 13** Vyjádření p-hodnot Mann-Whitneyůvým U testem jednotlivých os akcelerometrických dat u trénovaných a netrénovaných probandů

Proměnná	Platných T	Platných N	p-hodnota
<b>X-K2</b>	9	10	0,905
<b>X-I2-1</b>	9	10	0,968
<b>X-I2-2</b>	9	10	0,968
<b>Y-K2</b>	9	10	0,133
<b>Y-I2-1</b>	9	10	<b>0,035</b>
<b>Y-I2-2</b>	9	10	0,053
<b>Z-K2</b>	9	10	0,133
<b>Z-I2-1</b>	9	10	0,065
<b>Z-I2-2</b>	9	10	0,053

**Legenda:** T – trénovaní probandů, N – netrénovaní probandů, X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, p hladina signifikace – červeně jsou vyznačeny signifikantní hodnoty

Následující graf popisuje průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z z oblasti os sacrum (Obrázek 12, s. 61).

**Obrázek 12** Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z trénovaných a netrénovaných probandů



**Legenda:** T – trénovaní probandů, N – netrénovaní probandů, X – osa x, Y – osa y, Z – osa z, K2 – klidová situace při druhém měření, I2-1 – imaginace pohybu při druhém měření a před exekucí pohybu, I2-2 – imaginace pohybu při druhém měření a po exekuci pohybu, g – jednotka akcelerometrických dat, \* – hladina signifikance  $p \leq 0,05$

## 11 Diskuse

Jacobson již v roce 1932 (s. 677) jako jeden z prvních prokázal zvýšení svalové aktivity, pokud jedinci prováděli pouze představu pohybu. Tato svalová aktivita měla fungovat jako aferentní senzoričký vstup do motorických řídících center v mozku (Jacobson, 1932, s. 678). Tento fakt, známý již z roku 1932, jako jeden z mnoha vysvětluje užití imaginace pohybu společně s měřením EMG aktivity svalů, které bylo použito v experimentální části diplomové práce. V případě, ve kterém je motorický povel odeslán z motorické kůry do svalů, je kopie tohoto motorického povelu (efektivá kopie) zaslána také dopředným modelům. Dopředné modely pak využívají tuto informaci o motorickém povelu k předpovídání jak stavu našeho těla po nadcházejícím pohybu, tak smyslových následků, které pohyb pravděpodobně vyvolávají (smyslové předpovědi). A právě všechny tyto modalitty se dějí i při imaginaci pohybu (Kilteni et al., 2018, s. 2).

U imaginace pohybu rozlišujeme kinestetickou a vizuální strategii, jak již bylo popsáno výše. Obecně je lze definovat jako akt kódování mentálního opakování zamýšlené akce, aniž bychom ji vykonali (Souza et al., 2015, s. 1). Souza et al. (2015, s. 1) objevili v jejich review, že při provedení pohybu mnoho výzkumníků uvádí, že hluboké svaly trupu jsou aktivovány před agonisty končetin, což ukazuje na pořadí motorického neurofyziologického náboru. Tento jev je pozorovatelný i během úkolů imaginace pohybu, jako je například posturální kontrola, protože posturální kontrola je začleněna do kontextu pohybu. Z tohoto důvodu jsme se v experimentální části diplomové práce rozhodli měřit i akcelerometrická data z oblasti os sacrum, tedy z oblasti pánevního pletence. Cílem zmíněného review bylo prozkoumat důkazy o imaginaci pohybu a o posturální kontrole u zdravých jedinců. Data ukazují, že kinestetická imaginace pohybu s vysokou úrovní živosti podporuje výrazné změny v tělesných oscilacích ve srovnání s vizuální imaginací pohybu (Souza et al., 2015, s. 1). V našem experimentu jsme zvolili při kontrolní situaci zpěv, aby v rámci měření existoval kontrolní úkol pro imaginaci pohybu. To samé provedli výzkumníci i v následující studii. V rámci kinestetické a vizuální motorické imaginace pohybu zkoumali ve studii od Rodrigues et al. (2010, s. 743) účinek představivosti na EMG aktivitu m. gastrocnemius lateralis (m. GL) a na posturální kontrolu rovnováhy těla. Analýzu pohybu těla prováděli pomocí měření center of pressure (COP) společně s EMG. Jedinci měli vykonat plantární flexi, poté si představit, že plantární flexi vykonávají (kinestetická modalita) a následovně si představit někoho jiného vykonávajícího stejný pohyb (vizuální modalita) a v poslední řadě si představit, že zpívají píseň jako kontrolní úkol imaginace pohybu. Analýza pohybu těl odhalila, že kinestetická představa vedla ke všeobecnému zvýšení oscilace COP, což se projevilo zvětšenou plochou jeho

posunu. Úkol vizuální představivosti se nelišil od kontrolního úkolu (zpěv) ani pro COP, ani pro EMG. Obecně nepozorovali žádnou modulaci EMG dat mezi úkoly imaginace pohybu, což naznačuje, že k žádnému motorickému provedení během imaginace pohybu nedocházelo (Rodrigues et al., 2010, s. 743). Z výsledků je patrné, že kinestetická imaginace pohybu, tedy imaginace pohybu z první osoby, přinesla lepší výsledky než vizuální imaginace pohybu. Toto východisko je opodstatněním i našeho výběru kinestetické imaginace pohybu u testovaných probandů.

Užití dotazníku MIQ-R pro hodnocení úrovně imaginace pohybu bylo v diplomové práci aplikováno z důvodu rozčlenění si dobrých a špatných imaginátorů. Poněvadž špatní imaginátoři by mohli ovlivnit potencionální výsledky. Po dohodě bylo stanoveno, že do experimentu budou začleněni jedinci, kteří dosáhli průměrného skóre minimálně 4 bodů ze 7 možných (Tabulka 2, s. 50). Následující studie od Van Der Meulen et al. (2014, s. 455) měla za cíl zkoumat efekt imaginace pohybu na neurální koreláty kontroly chůze pomocí fMRI. Dvacet mladých jedinců bylo rozděleno podle dotazníku imaginace (VMIQ) do skupin dobrých a špatných imaginátorů. Ve srovnání se špatnými imaginátory vykazovali dobří imaginátoři vyšší aktivitu v primární motorické kůře a dalších mozkových strukturách. Dobří imaginátoři tak dokázali zdánlivě lépe rekrutovat motorické oblasti během imaginace pohybu a dokázali také lépe aktivovat prefrontální výkonnostní oblast, která integruje informace z těla a z prostředí a účastní se vyššího řízení chůze. Studie uvádí, že budoucí výzkumy o imaginaci pohybu by měly brát tyto efekty v úvahu a kontrolovat imaginaci pohybu při porovnávání různých populací (Van Der Meulen et al., 2014, s. 455).

V neposlední řadě je třeba v úvodu do diskuse uvést, že EMG se zdá být podle následující studie validní metodou pro hodnocení svalové síly během imaginace pohybu. Obecně je velmi obtížné určit míru účasti pacientů během tradičního tréninku imaginace pohybu, stejně jako vyhodnotit účinnost rehabilitačních metod založených na imaginaci pohybu (Lin et al., 2023, s. 1). Cílem studie od Lin et al. (2023, s. 1) bylo vyvinout systém tréninku imaginace pohybu na virtuální realitě, který kombinuje zpětnou vazbu v reálném čase založenou na EMG u pacientů po mrtvici. Probandi v rámci studie prováděli imaginaci pohybu, pozorování dané akce a kombinaci imaginace pohybu s pozorováním akce. Výsledky prokázaly, že síla svalů při imaginaci pohybu a při pozorování akce současně, byla účinně a pozitivně snímána právě pomocí EMG, která tak byla potvrzena jako validní při hodnocení svalové síly během imaginace pohybu (Lin et al., 2023, s. 1-2).

## 11.1 Svalová aktivita při imaginaci pohybu

Studie na samotnou imaginaci pohybu a na její EMG aktivitu byly prováděny již v minulém století. Studie od Jeannerod (1994, s. 191) tvrdí, že vzor EMG aktivity během imaginace pohybu obecně podporuje hypotézu o zbytkové svalové aktivitě, která by mohla pocházet z neúplné inhibice motorického příkazu. Podobně i výzkumy s TMS podporují tento předpoklad tím, že vymezují rysy kortikospinální facilitace během imaginace pohybu. Někteří pacienti se specifickým poškozením mozku nedokážou inhibovat motorickou akci spojenou s její mentální reprezentací, a tedy plně vykonat představovanou akci, a proto zvýrazňují neinhibované pohyby během mentálního nácviku (Guillot et al., 2012, s. 2). Udává se, že by neúplná inhibice motorického příkazu mohla být platným vysvětlením svalových výbojů pozorovaných na EMG. Zdá se, že představované pohyby vyvolávají kvalitativně menší pohon svalů ve srovnání se skutečným motorickým provedením, což naznačuje, že během imaginace pohybu je do efektorů skutečně vyslána malá část motorického povelu (Guillot et al., 2012, s. 3). Solodkin et al. (2004, s. 1249) tvrdí, že jak doplňková motorická oblast, tak laterální premotorická kůra mohou hrát roli i při zvyšování svalového tonu během imaginace pohybu, zejména během kinestetické imaginace. Tato spekulace je pravděpodobná vzhledem k tomu, že tyto mozkové oblasti mají přímé projekce do míchy přes interní kapsulu, která sousedí s dobře známou kortikospinální dráhou vycházející z primární motorické kůry (Guillot et al., 2012, s. 3).

Plánovací nebo přípravná fáze pohybu neprovází svalovou aktivitu jako takovou, zatímco fáze realizační ano. Vzhledem k tomuto tvrzení je třeba realizovat proces motorické inhibice nebo úplné potlačení pohybu. Guillot et al. (2012, s. 1) v jejich studii uvádějí, že proces, jakým imaginace pohybuje inhibuje přenos motorických příkazů do eferentních drah, aby se tak zabránilo jakémukoliv pohybu, je stále z části nevyřešena. Zároveň je i málo známo o povaze EMG aktivity, která je během imaginace pohybu patrná (Guillot et al., 2012, s. 1). Úloha samotné motorické imaginace by měla odpovídat buď motorickému plánování, ve kterém je jen malý počet motorických repertoárů, nebo motorické přípravě, ve které je pohyb jednoznačně specifikován (Hanakawa, 2016, s. 58).

Důležitým aspektem, který jsme museli brát v experimentální části této diplomové práce v potaz, je správné uložení senzorů. Rainoldi, Melchiorri a Caruso (2004, s. 37) v jejich studii udávají o poloze EMG senzorů a signálů z nich vycházejících následující. Snímali pomocí sEMG svaly dolních končetin u 10 zdravých mužů, mezi nimiž byly i m. GM a m. TA. Výsledkem bylo, že m. GM společně s m. gastrocnemius lateralis (m. GL) prokázaly vysokou úroveň jak kvality signálu, tak jednotnosti v umístění senzorů u každého jednoho probanda (Rainoldi, Melchiorri a



Caruso, 2004, s. 37). Z Obrázku 7 (s. 55) je patrné, že při grafickém porovnání průměrných EMG hodnot z prvního měření byly dominantními svaly m. GM dx a m. GM sin. Nejsilnější byl m. GM sin při situaci I1-2, tedy při imaginaci chůze po slackline po exekuci pohybu. Obrázek 8 (s. 56) ukazující průměrné EMG hodnoty z druhého měření má trend podobný. Dominantnějšími svaly jsou opět m. GM dx a m. GM sin. Nejsilnější se průměrně jeví opět m. GM sin v situaci I2-2, tedy imaginace pohybu po exekuci pohybu. U m. TA došli Rainoldi, Melchiorri a Caruso (2004, s. 37) k závěru, že tento sval byl nalezen s vysokou kvalitou signálu, ale s nízkou jednotností umístění senzoru. Tedy že pro každého probanda byla vhodnost umístění senzoru na vypalovaném svalovém břišku lehce odlišná (Rainoldi, Melchiorri a Caruso, 2004, s. 37). Nejnižších průměrných EMG hodnot dosahoval v našem experimentu při prvním měření právě m. TA sin při situacích K1 (klidová situace) a I1-1 (imaginace před exekucí pohybu; Obrázek 7, s. 56). Při druhém měření dosahoval m. TA sin nejnižších hodnot v situaci I2-1, tedy imaginace pohybu před exekucí pohybu (Obrázek 8, s. 56). Obecně lze z těchto výsledků usuzovat, že došlo k významným výsledkům u m. TA jak u pravé, tak u levé dolní končetiny, pravděpodobně podle dominance dolních končetin probandů. Z výše uvedeného lze polemizovat nad tím, zdali uložení senzorů v našem experimentu bylo pro m. TA správné. Pokud by tomu tak nebylo, odpovídaly by tomu i vyšší průměrné EMG hodnoty bilaterálně pro m. GM jak u prvního, tak u druhého měření (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56).

Studie od Dickstein et al. (2005, s. 475) se snažila získat poznatky o aktivaci určitých svalů dolních končetin během imaginace pohybu daného úkolu. Zmíněné zkoumali na šesti hemiparetických a devíti zdravých jedincích. Probandi prováděli tři reálné výpony a poté po krátké pauze tři výpony pomocí představivosti. EMG aktivita m. GM byla sledována bilaterálně po celou dobu provádění obou úkolů. U třech zdravých jedinců a u třech jedinců s hemiparézou byla EMG aktivita patrná, zatímco u zbytku probandů nedošlo k žádné významné aktivitě. Ve všech pozorovaných případech byl nárůst úrovně aktivace během imaginace pohybu velmi nízký ve srovnání se skutečnou exekucí pohybu (Dickstein et al., 2005, s. 475). Stejně jako v této studii vyšla i nám významná průměrná aktivita m. GM bilaterálně při imaginaci pohybu (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56).

Srisupornkirnkool et al. (2020, s. 89) v jejich studii zkoumali EMG aktivitu během vstávání do stoje a při imaginaci vstávání do stoje u zdravých mladých jedinců. Elektrody byly připevněny na m. TA a m. GM bilaterálně a na další svaly dolních končetin. Výše zmínění vypočítali z EMG dat procento maximální dobrovolné kontrakce, její počátek a trvání. Počátek ani trvání každého svalu na obou stranách nevykázal významné rozdíly mezi fyzickým a představovaným vstáváním

do stoje na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ . Procento maximální dobrovolné kontrakce u fyzického vstávání do stoje bylo u všech svalů statisticky vyšší než během imaginace pohybu. Vyšlo jim, že m. TA prokázal na obou stranách statisticky významnou kontrakci oproti ostatním svalům, jak během fyzického pohybu, tak i během imaginace pohybu. Došly ke stejným výsledkům jako my (Tabulka 9 a 10, s. 55), přestože se nejednalo o chůzi po slackline, ale o imaginaci pohybu vstávání do stoje. Imaginace pohybu vyvolala signifikantnější údaje pro m. TA bilaterálně, oproti m. GM bilaterálně (Srisupornkirnkool et al., 2020, s. 89). V rámci naší první hypotézy (s. 43), která pojednávala o svalové aktivitě při imaginaci pohybu vyšel statisticky významný výsledek u m. TA dx při porovnávání situací K1  $\times$  I1-2 při prvním měření ( $p = 0,027$ ; Tabulka 9, s. 55). V této situaci došlo ke změně EMG aktivity při porovnávání situací, kdy proband pouze stál a koukal do plátna (K1) v porovnání se situací, při které si chůzi po slackline představoval po exekuci pohybu (I1-2), v obou případech při prvním měření. Změna svalové aktivity byla patrná pouze u pravého m. TA při prvním měření, a to u všech změřených probandů. U ostatních testovaných svalů nedošlo ke statisticky významným výsledkům, ačkoliv pravý m. TA byl svou p-hodnotou při porovnávání situací I1-1  $\times$  I1-2 blízko ( $p = 0,07$ ). V tomto případě se významně, nicméně ne statisticky, změnila EMG aktivita tohoto svalu při imaginaci chůze po slackline před exekucí pohybu v porovnání s imaginací chůze po slackline po exekuci pohybu, v obou případech při prvním měření (Tabulka 9, s. 55). Východiskem studie od Srisupornkirnkool et al. (2020, s. 89) bylo, že svaly mohou být aktivovány během imaginace pohybu, což koresponduje i s našimi výsledky, a že vzory během reálné exekuce pohybu a během jeho imaginace byly podobné (Srisupornkirnkool et al., 2020, s. 89).

V rámci druhého měření (po čtrnáctidenním období) došlo ke statisticky významné změně u m. TA sin při porovnávání situací K2  $\times$  I2-1 ( $p = 0,033$ ; Tabulka 10, s. 55). K této statisticky významné hodnotě EMG došlo při porovnávání situací, kdy proband pouze stál a koukal do plátna (K2), v porovnání se situací, při které si chůzi po slackline představoval před exekucí pohybu (I2-1). Stejně jako u prvního měření došlo v rámci druhého měření ke statisticky významné změně u m. TA, ale tentokrát na levé dolní končetině. Zajímavým faktem je, že při druhém měření se jednalo o pozitivní výsledek imaginace chůze po slackline před exekucí pohybu. Šlo ale o druhé měření, tudíž již probandi měli za sebou samotnou imaginaci i reálnou exekuci chůze z prvního měření a mohli tak benefitovat z předchozí motorické zkušenosti. U ostatních EMG hodnot z druhého měření byl nejbližší statistickému výsledku opět m. TA, ale tentokrát na pravé dolní končetině ( $p = 0,126$ ; Tabulka 10, s. 55). V dříve vypracované diplomové práci (Tomsa, 2016, s. 42) došlo ke zvýšení svalové aktivity u m. GM bilaterálně, stejně jako v naší diplomové práci

(Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56). Autorovi vyšla i statisticky významná hodnota na hladině signifikance  $p \leq 0,05$  u m. TA sin, nicméně pro odlišné proměnné. V autorově experimentu se jednalo o porovnávání klidové situace s představou chůze s rytmem. Zároveň mu tato hodnota vyšla na levém m. TA (Tomsa, 2016, s. 42), nám na pravém m. TA při prvním měření (Tabulka 9, s. 55), ale zároveň i na levém m. TA při druhém měření (Tabulka 10, s. 55). Možným vysvětlením je dominance dolních končetin probandů. V další diplomové práci (Müllerová, 2021, s. 45) opět lze pozorovat zvýšenou průměrnou aktivitu m. GM, ale pouze na pravé noze. m. GM na levé noze má naopak nejnižší hodnoty. Respektive nižší než pro m. TA bilaterálně, což je v rozporu s našimi průměrnými výsledky EMG hodnot (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56). Je třeba brát ale v potaz, že autorka práce měřila imaginaci pohybu při chůzi po čáře. Další dříve provedená diplomová práce opět pozorovala zvýšený trend zapojení m. GM bilaterálně, oproti m. TA bilaterálně (Trlidová, 2019, s. 34), stejně jako my (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56). Opět se ale jednalo o imaginaci obyčejné chůze s udáním rytmu jako ve výše uvedené diplomové práci (Tomsa, 2016, s. 42), a ne o imaginaci chůze po slackline. Nicméně co se týká statisticky významných hodnot na hladině signifikance  $p \leq 0,05$  pro m. TA dx, došla ke statisticky významným výsledkům při porovnávání klidové situace s představou po exekuci chůze a při porovnávání představy před exekucí chůze s představou po exekuci chůze. Zatímco my jsme v našem experimentu dosáhli významné statistické hladiny při porovnávání  $K1 \times I1-2$  (klid  $\times$  imaginace pohybu po exekuci pohybu) při prvním měření (Obrázek 7, s. 56) a při porovnávání situací  $K2 \times I2-1$  (klid  $\times$  imaginace pohybu před exekucí chůze) při druhém měření (Obrázek 8, s. 56). Možným vysvětlením je opět dominance dolních končetin nebo vliv imaginace chůze po slackline (v našem případě), oproti imaginaci obyčejné chůze ve výše zmíněné diplomové práci (Trlidová, 2019, s. 34).

Diskutabilní je myšlenka, zdali při obyčejném stoji, který prováděli naši probandi při imaginaci pohybu chůze po slackline, má již samotné tělesné nastavení při klidovém stoji vliv na aktivaci předních a zadních svalů bérce. Následující studie došla k níže uvedenému výsledku týkajícího se agonistických a antagonistických svalů bérce. Cílem studie od Aoyama a Keneko (2011, s. 41) bylo objasnit účinky imaginace pohybu na modulaci zesílení spinálního reflexu zaměřením se na fyziologické rozdíly mezi H-reflexem (Hoffmannův reflex) a protahovacím reflexem. V experimentu měli tři podmínky: klidovou fázi, motorickou imaginaci dorsální flexe kotníku (m. TA) a motorickou imaginaci plantární flexe kotníku (m. GM). Osoby byly instruovány, aby si představovaly maximální izometrickou kontrakci v každém směru pohybu. Pro prozkoumání představovaného úsilí byly také instruovány, aby si představovaly 50 % izometrickou kontrakci v obou směrech pohybu. Amplitudy H-reflexu a protahovacího reflexu

byly měřeny pomocí EMG. Výsledky naznačily, že imaginace pohybu má selektivní usnadňující účinek na dráhy protahovacího reflexu. Navíc se tato změna excitability může vyskytnout i v nezaměřených antagonistických svalech, stejně jako v zaměřených agonistických svalech a může záviset na představované úrovni úsilí (Aoyama a Kaneko, 2011, s. 41). Následující diplomová práce nezjistila žádnou statisticky významnou hodnotu na hladině signifikance  $p \leq 0,05$  pro m. GM bilaterálně, ani pro m. TA bilaterálně v klidovém stoji (Suchánková, 2016, s. 40-41), což je v rozporu s výše uvedenou studií od Aoyama a Kaneko (2011, s. 41), stejně jako s našimi výsledky. Výsledky z dříve provedených diplomových prací jsou tak značně variabilní, přestože v určitých parametrech se shodují. Důvodem shody může být podobný výběr probandů nebo pravděpodobné použití stejných senzorů měřících EMG a akcelerometrická data. Možným faktorem, který potvrzuje mnoho rozlišných změřených dat, je imaginace pohybu jiného typu (rytmická chůze, pouhá chůze nebo chůze po slackline jako v případě této diplomové práce).

Nicméně jiné studie uvádějí (viz dále), že imaginace pohybu nemusí vést ke generalizované svalové aktivitě, jak o tom vypovídají studie od Guillot et al. (2007, s. 3) a od Aoyama a Kaneko (2011, s. 41). Fadiga et al. (1998, s. 154) v jejich dřívější studii prokázali, že motorické představy ovlivňují kortikospinální excitabilitu velmi specifickým způsobem. Zjistili, že při imaginaci flexe předloktí došlo ke zvýšení motorického evokovaného potenciálu m. biceps brachii vyvolaného transkraniální stimulací a také ke zvýšení motorických evokovaných potenciálů antagonistů tohoto pohybu. Nicméně při imaginaci extenze předloktí, při které m. biceps brachii působí jako antagonist, tomu tak nebylo. Lze usuzovat, že motorické představy tedy nevedou ke generalizovanému svalovému vzrušení, ale k centrálním aktivačním vzorcům specifických pro daný pohyb (Fadiga et al., 1998, s. 149). Diskutabilní tedy je, zdali úhel pohledu, při kterém imaginaci pohybu zkoumáme selektivně na výběru jednotlivých svalů, je tím správným. Zvolením určitých svalů dochází ke zúžení okna vlivu imaginace pohybu, poněvadž ta může působit generalizovaným zapojením vícero svalových skupin, které jsou důležité pro vykonání představovaného pohybu.

## **11.2 Akcelerometrická aktivita z oblasti os sacrum**

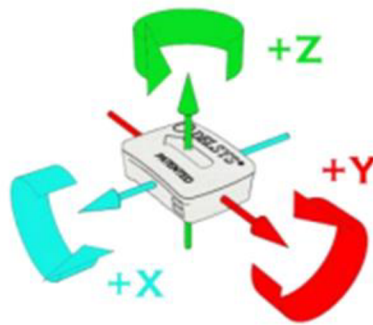
V mnoha studiích je diskutována samotná funkce nositelných senzorů pro měření akcelerometrických dat. Takeda et al. (2009, s. 223) uvedli v jejich studii, že použití nositelných senzorů měřících akcelerometrická data z oblasti dolní končetiny poskytuje důležité kvantitativní informace pro diagnostiku chůze. Pomocí těchto senzorů je možné i vizuálně zobrazit trajektorii pohybů jednotlivých kloubů (Takeda et al., 2009, s. 223). Nositelné senzory IMU tedy mohou být použity jako užitečné a praktické senzory k měření a hodnocení fyzické aktivity (Yang a HSU,

2010, s. 7772) a jsou tak podle této studie vhodnými senzory ke snímání akcelerometrických dat, a to je tedy opodstatněným, proč jsme zvolili pro měření posturálních výchylek z oblasti os sacrum právě tento typ senzorů.

U druhé hypotézy (s. 43), která hodnotila akcelerometrická data z oblasti os sacrum jsme nedošli k žádným signifikantním výsledkům. Při prvním ani při druhém měření nedošlo u žádné z měřených os x, y a z z oblasti os sacrum ke statisticky významným výsledkům. Nejbliže se hladině signifikance  $p \leq 0,05$  přiblížila hodnota z osy x ( $p = 0,064$ ) při porovnávání situací K2 × I2-2, tedy při klidovém stoji v porovnání s imaginací pohybu po exekuci pohybu. Možným vysvětlením pro výsledky nepotvrzující naši hypotézu, které nám vzešly ve statistickém vyhodnocení akcelerometrických dat, by mohlo být potenciační rušení akcelerometrického signálu při snímání dat. Šum vznikající při měření u akcelerometrických senzorů se zvyšuje s rostoucí rychlostí chůze pravděpodobně kvůli zvýšenému naklánění trupu, axiální rotaci a artefaktům kůže. Senzory mohou být použity primárně v ambulantních podmínkách, a to k hodnocení časově-prostorových parametrů chůze (Liu et al., 2009, s. 2747). V našich podmínkách, tedy ambulantních, při kterých byly kůže a celkově stav pokožky probandů dobře připraveny, by dle výše zmíněných kritérií nemělo dojít k chybným měřením u akcelerometrických dat. Výše zmíněná studie se navíc zabývala samotnou chůzí, kdežto naši probandi byli testováni při imaginaci pohybu v klidovém stoji.

Pohyb pánve, který je klíčovým faktorem pro stabilitu chůze, byl ve studii od Ishigaki et al. (2011, s. 1788) analyzován pomocí monitorovacího systému postury vybaveného triaxiálním akcelerometrem. Studie se týkala seniorů, kteří tvořili nestabilní a stabilní skupinu. Mezi těmito dvěma skupinami došlo k porovnání pohybů pánve. Výsledky ukázaly, že pohyb pánve byl ve všech třech směrech nižší v nestabilní skupině ve srovnání se stabilní skupinou a že změny v pohybu pánve během chůze u nestabilních starších osob byly také sníženy (Ishigaki et al., 2011, s. 1788). Snížení pohybů pánve u nestabilních osob naznačuje tomu, že nestabilní jedinci nedokázali samovolně vyrovnávat výchylky, které zažívali oproti osobám stabilnějším. V našem experimentu byli probandi mladí a zdraví, a tudíž s dobrou stabilitou. Obrázek 9 (s. 58) ukazující průměrné akcelerometrické hodnoty všech os z prvního měření vykazuje značně nejvyšší hodnoty u osy y pro všechny testované situace. U všech probandů tak došlo k nejvyšším průměrným hodnotám právě u této osy. Osa y prochází IMU senzorem v podélném směru kraniokaudálním a udává tedy kraniokaudální pohyby z oblasti os sacrum (pro pánev; Obrázek 13, s. 70). Značně nejnižší byly akcelerometrické pohyby pro osu x (Obrázek 9, s. 58). V tomto případě prochází osa x senzorem napříč z pravé strany do levé a udává tak mediolaterální pohyby pánve (Obrázek 13,

s. 70). Obrázek 10 (s. 58) znázorňující průměrné akcelerometrické hodnoty při druhém měření má trend velice podobný. Opět dominují pro všechny tři testované situace průměrné hodnoty osy y. Nejnižší průměrné hodnoty jsou na ose x. V porovnání s prvním měřením, a tedy s Obrázkem 9 (s. 58), došlo u všech průměrných akcelerometrických hodnot ke zvýšení (pouze hodnota osy x při K1 i K2 zůstala neměnná; Obrázek 10, s. 58). Jak vykazuje Obrázek 9 (s. 58) a Obrázek 10 (s. 58), nejvyšší akcelerometrické hodnoty jsme naměřili z oblasti os sacrum pro pohyb pánve v kraniokaudálním směru, což může naznačovat právě zastabilizování se probandů ve vertikále, tedy v klidovém stoji. Ostatní pohyby nebyly tak marginální. Druhými nejvyššími průměrnými hodnotami naměřenými u akcelerometrických dat, byly data z osy z. Jedná se o pohyby anterioposteriorní, které opět u našich zdravých mladých a stabilních probandů napovídají jejich schopnosti vyrovnávat samotnou vertikálu.



**Obrázek 13** Osy akcelerometrického senzoru (upraveno dle Delsys Incorporated, 2021, s. 24)

Nicméně následující studie udává, že spolehlivost změřených dat z jednotlivých os není stejná. Zehr et al. (2021, s. 1) v jejich studii porovnávali úhly kloubů a pánve pomocí akcelerometrických senzorů. V jejich výsledcích došli k následujícímu. Velikost chyby pozorované u pohybů kloubů byla nejnižší pro osu z, zatímco pro osy x a y mohou být akcelerometrická data méně reprezentativní, a to zejména pro úkoly chůze a dřepování (Zehr et al., 2021, s. 2). Je třeba ale zmínit, že jejich výsledky jsou vztaženy k akcelerometrickým senzorům umístěným do oblastí dolních končetin. Nicméně i tak je vhodné brát výsledky této studie v potaz.

Kinematická měření získaná z inerciálních senzorů mají v klinické evaluaci patologického vzoru chůze významnou hodnotu, protože umožňují kvantitativní sledování výsledků intervencí a rehabilitačních programů (Buganè et al, 2014, s. 1). Cílem studie od Buganè et al. (2014, s. 1-2) bylo pomocí analýzy chůze zhodnotit spolehlivost jednoho inerciálního zařízení připojeného k os sacrum pro měření kinematiky pánve během chůze po rovině. Výstupní signály z trojosého akcelerometru byly zpracovány k odhadu prostorové orientace pánve v sagitální (posun pánve anterioposteriorní), frontální (posun pánve mediolaterální) a transverzální (posun pánve

kraniokaudální) rovině. Studie byla provedena na 16 zdravých jedincích při opakování chůze po rovině v pomalém, normálním a rychlém tempu po desetimetrové chodníkové dráze. Hodnoty z akcelerometru byly porovnávány s kamerovým stereofotogrammetrickým systémem. Ve výsledku byla pozorována dobrá shoda pro posuny anterioposteriorní, tedy pro osu z a kraniokaudální, tedy pro osu y, jakož tomu bylo i v našem experimentu (Obrázek 9, s. 58 a Obrázek 10, s. 58). Výsledky naznačují, že inerciální zařízení představuje spolehlivou alternativu ke kamerovým systémům pro měření kinematiky pánve a nabízí snadnost použití a relativně nízké náklady. Navíc může zařízení poskytnout reálnou zpětnou vazbu jak pacientům, tak vyšetřujícím jedincům během klinických hodnocení (Buganè et al, 2014, s. 13).

Enomoto et al. (2017, s. 501) vydali studii, jejíž cílem bylo porovnat pohyb těžiště a pánve měřený inerciálním senzorem, systémem snímání pohybu a silou reakce do podložky během běhu. Lineární pohyby těžiště a kraniokaudální posuny pánve byly měřeny pomocí systému optického pohybu a inerciálního senzoru umístěného na os sacrum u 13 běžců na dlouhé tratě. Vertikální pohyb (osa y) senzoru dobře souhlasil s těžištěm, stejně jako u našeho měření (Obrázek 9, s. 58 a Obrázek 10, s. 58). Pohyby do stran (osa x) a dopředu/dozadu (osa z) byly senzorem přeceňovány. Předozadní náklon, úhlový posun a rychlost pánve v běžeckém cyklu vykazovaly téměř stejné hodnoty u obou měřících systémů s odchylkami způsobenými umístěním senzoru (Enomoto et al., 2017, s. 501).

Z Obrázků 9 a 10 (s. 58) vyplývá, že nejnižší průměrné akcelerometrické hodnoty jsme naměřili pro osu x, což je pohyb pánve mediolaterálním směrem. Možným vysvětlením je, že mladí stabilní probandi nevykazovali stranové výchylky pánve, ale více výchylky anterioposteriorní (osa z). Stejný výsledek vyšel výzkumníkům i v následující studii. Studie od Alberts et al. (2015, s. 578) si vzala za cíl určit, zdali data z akcelerometru a gyroskopu umístěného na os sacrum dostatečně rozliší pohyby těžiště (COG), aby se dala dostatečně kvantifikovat posturální stabilita u zdravých mladých jedinců. Jedním z jejich výsledků bylo, že pohyb COG byl prokázán v anterioposteriorním směru pro každý pokus posuzování posturální stability v klinickém i terénním prostředí (Alberts et al., 2015, s. 578).

Abdollah et al. (2024, s. 1) v jejich studii zkoumali vliv časového rozpětí testu, počet a umístění akcelerometrických senzorů na spolehlivost parametrů rovnováhy v klidovém stoji. Probandi museli být bez poruch rovnováhy a měli za úkol provést dva dvouminutové testy tichého stání se zavřenýma a otevřenýma očima. Sensory byly umístěny na os sacrum, hrudníku a hlavě. Většina parametrů rovnováhy založených na pohybu těžiště a COP byla spolehlivě změřena v délkách testování 70–110 s. Výjimkou ale byly parametry rovnováhy založené na počítání COP

získané akcelerometrickým senzorem z oblasti os sacrum. A to zejména v situaci se zavřenými očima. Výsledkem této studie je, že klinická aplikace akcelerometrického senzoru z oblasti os sacrum pro měření výchylek těžiště a COP, se nejeví jako vhodná pro klinickou aplikaci ani při délce testu 120 s (Abdollah et al., 2024, s. 1-2). Tento výsledek by narával faktu, že pro měření akcelerometrických dat z os sacrum je pravděpodobně zapotřebí delší časový úsek, než je 120 s. V našem experimentu měli probandi na imaginaci pohybu 30 s. Krátký čas na zhodnocení vhodných akcelerometrických dat může být důvodem, proč nám v práci nevyšla žádná statistická významnost u těchto dat (Tabulka 11, s. 57 a Tabulka 12, s. 57).

V konečném důsledku je na pováženu, zdali neužít pro zaznamenávání akcelerometrických dat více senzorů. V některých situacích je výhodnější mít data z vícero inerciálních senzorů na místo toho, aby se spoléhalo pouze na jeden nositelný senzor. Užití vícero senzorů může zvýšit přesnost analýzy a lépe snést chyby senzorů při samotném měření (Jayasinghe, Harwin a Hwang, 2020, s. 1).

### **11.3 Vliv tréninku imaginace pohybu**

Literatura z oblasti sportovní psychologie poskytla relevantní informace o pozitivních účincích cvičení imaginace pohybu na motorický výkon. Navzdory skutečnosti, že existují důkazy poukazující na pozitivní účinky mentálního tréninku na motorický výkon, je o neurálním původu tohoto přínosu známo jen málo. Nedostatek informací může být způsoben složitostí motorických úkonů (jako je například pohyb celého těla) a vykazovanými proměnnými (např. komplexní úkony, jako jsou úspěšné pokusy střelby na basketbalový koš oproti analytickým údajům z pohybové kinematiky a EMG; Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 4). Celkem může centrální nervový systém během procesu učení s praxí imaginace pohybu integrovat pohyby očí jako vstup do interního prediktivního modelu a tím usnadnit přesnost imaginace pohybu. Výhody imaginace pohybu mohou částečně pramenit z tzv. eferentní kopie (viz kapitola 11 Diskuse, s. 62-63), která se odráží v aktivacích motorické kůry mozkové. Na základě eferentní kopie motorického příkazu a skutečného stavu končetiny, může mozek předpovědět budoucí stav končetiny a dojde tak k předpovídání důsledků motorického povelu. Vzniká tak dopřední model, který přispívá ke zlepšení motorického výkonu a připomíná pohybové parametry, které byly jednou instruovány k provedení akce (Wolpert a Flanagan, 2001, s. 730).

V rámci experimentální části naší diplomové práce jsme mezi dvěma měřeními zvolili u randomizovaného počtu probandů trénink imaginace pohybu, abychom dokázali porovnat, zdali se nějakým způsobem změni svalová aktivita nebo akcelerometrická data z oblasti os sacrum u



trénujících a netrénujících probandů. Yue a Cole (1992, s. 1114) v jejich studii ukázali, že svalová síla se po tréninku imaginace pohybu zvýšila. Zkoumali maximální dobrovolnou produkci síly pátého metakarpofalangeálního kloubu u zdravých jedinců. Výsledky tréninkového programu, který zahrnoval opakované maximální izometrické svalové kontrakce byly porovnány s výsledky mentálního tréninkového programu na imaginaci pohybu, který nezahrnoval opakované aktivace svalů. Došlo ke zvýšení síly jak u skupiny trénující reálný pohyb (o 30 %), tak u skupiny trénující pouze imaginaci daného pohybu (o 22 %). Kontrolní skupina, která neprováděla nic, neprokázala žádné zlepšení. Obecně tedy došlo ke zvýšení svalové síly bez skutečné opakované aktivace svalů. Nejdůležitějším aspektem studie bylo, že svalová síla se zvýšila, přestože během imaginace pohybu nebylo možné registrovat žádnou EMG aktivitu. Yue a Cole (1992, s. 1117) dospěli k závěru, že zvýšení svalové síly po mentálním tréninku nemohlo být výsledkem nervových změn na úrovni provádění pohybu, ale muselo být přičteno centrálním úrovním motorického systému, které se podílejí na plánování a programování pohybu (Yue a Cole, 1992, s. 1117).

Neurální mechanismy, které vysvětlují zvýšení síly po mentálním tréninku pomocí imaginace pohybu nejsou zcela jasně pochopeny. Zisky z imaginace pohybu jsou obvykle připisovány především kortikální reorganizaci. Nicméně subkortikální adaptace hraje pravděpodobně také při imaginaci pohybu velkou roli, ale ta nebyla ještě tolik objasněna (Grosprêtre et al., 2018, s. 209). Autoři studie (Grosprêtre et al., 2018, s. 209) měli osmnáct mladých zdravých probandů, které rozdělili do dvou skupin, u kterých byla měřena spinální a supraspinální adaptace svalů m. GM pomocí záznamu H-reflexů a V-vln. Kontrolní skupina byla porovnávána se skupinou, která prováděla trénink imaginace pohybu. Skupina, která měla za úkol trénink imaginace, absolvovala sedm, každý den po sobě jdoucích, sezení, v rámci kterých si představovali izometrický maximální moment plantární flexe, přičemž každé sezení se skládalo ze čtyř bloků po 25 pokusech. Kontrolní skupina se nezúčastnila žádného fyzického tréninku, ani tréninku imaginace pohybu. Po jednom týdnu došlo ke zvýšení hodnot u skupiny s tréninkem imaginace pohybu. Tyto zlepšení byly doprovázeny významným zvýšením EMG aktivity a amplitudy V-vln během maximálního momentu plantární flexe, stejně jako zvýšením amplitudy H-vln v klidu. Pozorovaný nárůst kortikálního sestupného neurálního pohonu a excitability spinální sítě v klidu může vysvětlit vyšší maximální moment plantární flexe po jednom týdnu tréninku imaginace pohybu (Grosprêtre et al., 2018, s. 209). Z Obrázku 11 (s. 59), který zobrazuje průměrné EMG hodnoty u trénovaných i netrénovaných jedinců je patrné následující. V rámci vyšších průměrných EMG hodnot dominuje m. GM sin u netrénovaných jedinců pro situace K2 (klidová fáze), I2-1 (imaginace před exekucí pohybu) a I2-2 (imaginace po exekuci pohybu). Daný

výsledek je neočekávaný, protože jsme předpokládali, že v průměrných EMG hodnotách budou dominovat jedinci, kteří imaginaci trénovali, stejně jako tomu bylo ve výše zmíněné studii Yue a Cole (1992, s. 1117) nebo ve studii od Grosprêtre et al. (2018, s. 209). Naopak nejnižších hodnot dosáhl m. TA sin u netrénovaných jedinců při situacích K2 a I2-1. Při testované situaci I2-2 pro m. TA sin nedošlo k žádné změně u trénovaných a netrénovaných probandů (Obrázek 11, s. 59). Dominance m. GM je patrná i u průměrných EMG hodnot z prvního (Obrázek 7, s. 56) a druhého měření (Obrázek 8, s. 56), jak již bylo popsáno výše. Mimo m. GM sin došlo ale k dominanci trénovaných jedinců pro všechny zbylé svaly a situace (Obrázek 11, s. 59).

Imaginaci pohybu v rámci tréninku u sportovců lze užít i ve fitness. V našem experimentu jsme trénink imaginace nastavili na 14 dní. Mezi dvěma měřeními byla tedy přibližná prodleva 14 dní. Otázkou zůstává, zdali takto stanovená délka je vhodnou délkou pro imaginaci pohybu. Následující studie potvrdila účinky imaginace pohybu mezi jednotlivými sériemi. Lebon, Collet a Guillot (2010, s. 1680-1681) tvrdí, že sportovci mohou provádět představované kontrakce svalů v rámci tréninku, a to zejména během odpočinkových období mezi jednotlivými sériemi, aby tak přispěli ke zvýšení koncentrické svalové síly. V jejich studii tento účinek imaginace pohybu zkoumali na skupině, která praktikovala imaginaci pohybu u cviků leg press a bench press v rámci odpočinkových period. Kontrolní skupina neprováděla žádnou imaginaci pohybu. Výsledkem bylo, že skupina praktikující imaginaci zvýšila u cviku leg press maximální kontrakci svalu, nicméně u cviku bench press nebyl mezi skupinou aplikující imaginaci pohybu a mezi kontrolní skupinou nalezen žádný rozdíl (Lebon, Collet a Quillot, 2010, s. 1680-1681). Tak tomu bylo i u naší třetí hypotézy (s. 43), která porovnávala svalovou aktivitu m. GM a m. TA mezi probandy trénujícími a netrénujícími mezi dvěma měřeními. Na hladině signifikance  $p \leq 0,05$  jsme nedosáhli žádných pozitivních výsledků. Lze se tedy domnívat, že při našem měření nedošlo k žádné statisticky významné změně u probandů trénujících imaginaci pohybu oproti probandům netrénujícím imaginaci pohybu.

Délka tréninku imaginace pohybu se v různých studiích liší. Imaginace pohybu používaná jako mentální příprava je známa tím, že účinek zvyšuje sportovní výkon (Bergmann et al., 2013, s. 45). Samotná imaginace nemusí být aplikovatelná po dobu dnů či týdnů, ale lze ji aplikovat i hned před exekucí pohybu. Cílem studie od Bergmann et al. (2013, s. 45) bylo zkoumat účinky imaginace pohybu a EMG aktivitu svalů dolních končetin na výkon při skocích s následným pádem. EMG aktivita byla měřena ze svalů m. TA, m. GM a dalších. Přímo po imaginaci pohybu účastníci prokázali vyšší výkonost v porovnání s kontrolními skoky (skoky bez imaginace pohybu). Účastníci, kteří prováděli imaginaci pohybu prokázali vyšší preaktivitu v m. GM a v m.

soleus oproti probandům, kteří imaginaci pohybu neprováděli. Z našich výsledků (Obrázek 11, s. 59) ale tento konečný fakt nevyplývá. Naopak jsme pro m. GM bilaterálně dosáhli ve většině situací vyšších průměrných EMG hodnot u netrénovaných probandů než u probandů trénujících (Obrázek 11, s. 59). Možným vysvětlením může být problematika snímání EMG dat v rámci agonisticko-antagonistického vztahu těchto dvou svalů (m. TA a m. GM), jak je popsáno ve studii od Aoyama a Kaneko (2011, s. 41). Pro m. TA nebyly ve studii od Bergmann et al. (2013, s. 45) zjištěny žádné rozdíly. Tato zjištění naznačují, že přímá imaginace pohybu vede ke zvýšenému nervovému řízení ihned po imaginaci pohybu, což má za následek vyšší úroveň aktivace svalů m. triceps surae před a krátce po doskoku. Autoři ale udávají, že účinnost použití imaginace pohybu jako mentální přípravy ke zlepšení výkonu, se zdá být omezená (Bergmann et al., 2013, s. 45).

V rámci imaginace pohybu je důležité vybrat i vhodný typ imaginace pohybu. V našem experimentu jsme zvolili kinestetickou imaginaci, která v následující studii dosáhla, v porovnání s vizuální imaginací, lepšího výsledku (viz kapitola 11 Diskuse, s. 62-63). Cílem studie od Yao et al. (2013, s. 1) bylo porovnat účinek tréninku pomocí interní imaginace pohybu (kinestetická imaginace, imaginace z první osoby) s účinkem externí imaginace (vizuální imaginace, imaginace z třetí osoby) silných svalových kontrakcí na dobrovolné posilování svalů. 18 zdravých probandů bylo rozděleno do tří skupin: skupina provádějící interní imaginaci pohybu, skupina provádějící externí imaginaci pohybu a kontrolní skupina. Trénink trval šest týdnů, přibližně 15 minut denně, 5 dní v týdnu. Pouze skupina s interní imaginací pohybu prokázala významné zvýšení síly. Tyto výsledky naznačují, že trénink interní imaginace pohybu byl účinný pro zlepšení svalové síly bez fyzického cvičení. Trénink pomocí interní imaginace pohybu může změnit úroveň aktivity kortikální motorické sítě, což by mohlo vést k většímu sestupnému příkazu k cílovému svaly a zvýšení jeho síly (Yao et al., 2013, s. 5).

Studie od Gentili, Papaxanthis a Pozzo (2006, s. 761) porovnávala zlepšení a generalizaci výkonu motoriky paže po fyzickém tréninku a po tréninku imaginace pohybu při úkolu motoriky vyžadujícím kompromis mezi rychlostí a přesností. Pohyby byly prováděny ve dvou různých pracovních prostorech nazývaných pravá a levá cesta. Probandi byli rozděleni do několika skupin, z nichž jedna z nich byla mentální skupina, v rámci které si probandi představovali, že úkol provádějí. Zaznamenána byla EMG aktivita, a i akcelerometrická data z oblasti paže. Jejich zjištění ukázala, že po fyzickém tréninku rostla EMG aktivita svalů, zatímco u skupiny s tréninkem imaginace pohybu zůstala nezměněna. Zároveň se akcelerometrické hodnoty u skupiny s fyzickým tréninkem, a i s tréninkem imaginace pohybu snížily a následně i zvýšily v průběhu testovaného pohybu horní končetinou (Gentili, Papaxanthis a Pozzo, 2006, s. 761). U naší hypotézy 4 (s. 43-

44) došlo k porovnávání akcelerometrických dat z oblasti os sacrum mezi trénovanými a netrénovanými probandy. Ke statisticky významnému výsledku jsme dosáhli u osy Y při testované situaci I2-1 ( $p = 0,035$ ), tedy při imaginaci pohybu před exekucí pohybu. V tomto případě došlo k rozdílu mezi trénovanými a netrénovanými jedinci v průběhu osy y, tedy při kraniokaudálním pohybu pánve. Téměř statisticky významných p-hodnot jsme dosáhli u osy y při situaci I2-2 ( $p = 0,053$ ; imaginace pohybu po exekuci pohybu) a u osy z také při situaci I2-2 ( $p = 0,053$ ). V případě osy z by se jednalo o anterioposteriorní pohyb pánve (Obrázek 13, s. 70). Lze tak usuzovat, že trénování probandů získali lepší vědomí o posturálních výchylkách pánve při představě chůze po slackline než probandů netrénovaných. Nedošlo tak k žádnému rozdílu u této osy u probandů trénujících a netrénujících. Z Obrázku 12 (s. 61) je patrná převažující dominance průměrných akcelerometrických hodnot pro všechny testované situace u osy y jak u trénovaných, tak i u netrénovaných probandů. Patrná je převaha průměrných akcelerometrických hodnot v rámci osy y u netrénovaných jedinců oproti trénovaným jedincům. Výsledek je tedy podobný výše zmíněné studii od Gentili, Papaxanthis a Pozzo (2006, s. 761), ve které došli k výsledkům, že nedošlo k nijak významným rozdílům u skupiny trénující imaginaci pohybu. Potvrdil se tedy trend, který je popsán i u rozdílů průměrných EMG hodnot u trénovaných a netrénovaných probandů, a to tedy ten, že netrénovaným probandům vyšly vyšší průměrné hodnoty a došlo tak k vyšším posturálním výchylkám. Tento fakt by mohl korelovat s tím, že trénování jedinci si byli při imaginaci pohybu více jistí, a proto na ose y dosáhli nižších akcelerometrických hodnot. Nejnižší hodnoty lze sledovat u osy x pro všechny testované situace a lze předpokládat, že pohyby os sacrum okolo osy x (mediolaterální posun) jsou nízké stejně jako u průměrných akcelerometrických hodnot při porovnávání prvního (Obrázek 9, s. 58) a druhé měření (Obrázek 10, s. 58). Naopak hodnoty z osy y dominují jak u porovnávání prvního a druhé měření (Obrázek 9, s. 58 a Obrázek 10, s. 58), tak u porovnávání trénovaných a netrénovaných probandů (Obrázek 11, s. 59). Mimo osu y ale dominují trénování jedinci jak u osy x, tak u osy z ve všech testovaných situacích (Obrázek 12, s. 61). V konečném důsledku tak probandů nejvíce pohybují pánví podle osy y, tedy kraniokaudálně. A netrénování více než trénování. Naopak nejméně docházelo k pohybu okolo osy x, tedy při posunu mediolaterálním (Obrázek 12, s. 61).

Shadmehr, Smith a Krakauer (2010, s. 98) přidali ke studiu nervových procesů, které jsou základem učení motorických dovedností dvě experimentální paradigmat. První paradigma tvrdí, že lze docílit učení motorické sekvence postupným osvojováním si pohybů v rámci určitého chování. Druhé paradigma udává, že učení lze docílit adaptačním učením s kompenzací změn v dynamice těla nebo prostředí. U obou paradigmat se rozlišuje několik fází. Za prvé se jedná o

rychlou fází, v rámci které dochází ke zlepšení výkonu během prvního tréninku. Druhá fáze se nazývá konsolidační fáze, při které dochází ke zlepšení výkonu nejméně 6 hodin po prvním tréninku. Třetí fáze je pomalou fází, při které lze dosáhnout dalších přírůstků během několika tréninků. Čtvrtá fáze je automatickou fází, ve které je motorický úkol prováděn automaticky s malými kognitivními nároky. A poslední, pátou, fází je retenční stav, ve kterém lze motorický výkon provést bez jakéhokoliv tréninku po dlouhé prodlevě (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 1). Podle Shadmehr, Smith a Krakauer (2010, s. 98) mohlo jít ale o retenční stav, tedy o stav, při kterém lze motorický výkon provést bez jakéhokoliv tréninku i po delší prodlevě. Toto tvrzení je opodstatněné například u fitness závodníků, kteří mnoho cviků provedli již několikrát a úroveň jejich imaginace daného pohybu je tak snadná. Nicméně v našem případě většina probandů nikdy chůzi po slackline neabsolvovala a mohlo být tedy pro ně obtížné si v průběhu tréninku imaginace pohybu chůzi po slackline představovat, protože u nich ještě nedošlo k tak silnému zakódování ve smyslu neuroplasticity. I tento fakt může být důvodem neúspěšnosti v porovnávání trénovaných a netrénovaných probandů.

Bylo zjištěno, že během imaginace pohybů rukou dochází ke spontánním pohybům očí, které jsou podobné těm, které jsou prováděny během reálné exekuce pohybu. Pohyby očí hrají důležitou roli během exekuce reálného pohybu a během tréninku (Heremans et al., 2011, s. 37). Ve studii od Heremans et al. (2011, s. 38) byl testováno 36 zdravých mladých účastníků před a po čtyřech dnech tréninku vizuální imaginace pohybu. Trénink byl prováděn pouze nedominantní horní končetinou. Probandi byli rozděleni na skupinu, ve které probíhal trénink imaginace pohybu a spontánní pohyby očí byly dovoleny, zatímco druhá skupina držela během tréninku oči fixované. Elektrokulografie a EMG signály byly monitorovány k zajištění dodržení úkolů během imaginace pohybu. Výsledky ukázaly, že pohyby očí během imaginace pohybu neměly vliv na časové parametry trénovaného pohybu. Nicméně ale pohyby očí pomohly dosáhnout maximálního zlepšení v přesnosti a efektivitě pohybu (Heremans et al., 2011, s. 37). Pohyby očí dokáží při imaginaci pohybu ovlivnit účinnost tréninku. V našem experimentu probandi stáli s očima zafixovanými do bílého plátna. Otázkou zůstává, zdali by se nějakým způsobem změnila naměřená data, pokud bychom nechali probandům volnou ruku ve výběru toho, zdali budou chtít mít oči otevřené, zavřené nebo zdali je budou chtít mít zafixovány do jednoho bodu, či s nimi nějakým způsobem kmitat.

Mulder et al. (2004, s. 211) prokázali, že se jedinci dokázali naučit abdukovat palec u nohy pomocí motorických představ, tedy imaginace pohybu, aniž by hýbali ostatními prsty. V jejich studii byli jedinci náhodně zařazeni do tří skupin. První skupina měla za úkol trénovat tento pohyb

jen pomocí imaginace. Druhá skupina měla za úkol daný pohyb fyzicky exekurovat a třetí skupina byla skupinou kontrolní, která necvičila vůbec. Ukázalo se, že první a druhá skupina se výrazně zlepšily při provádění abdukce palce, zatímco u kontrolní skupiny nedošlo k žádnému zlepšení. Nicméně zlepšení u skupiny s imaginací pohybu bylo významné pouze u jedinců, kteří již měli určitou schopnost provádět abdukční pohyb palce, a nikoliv u jedinců, pro které bylo na začátku studie nemožné palec abdukovat. Toto zjištění může naznačovat, že pro účinnost tréninku imaginace pohybu musí existovat představa o pohybu. Pro klinickou praxi by to znamenalo, že zcela nové pohyby se nelze naučit pomocí imaginace pohybu (Mulder, 2004, s. 212). Nicméně o tři roky později Mulder (2007, s. 1267) publikoval studii, ve které svůj předpoklad z části vyvrátil. Mulder (2007, s. 1267) pokládá ve své studii otázku, zda je pro motorické učení vždy nutné pohyb skutečně provést. Nabízí se otázka, zda je možné naučit se pohyb nikoli jeho provedením, ale představou pohybu nebo pozorováním pohybu, tedy observací. Jinými slovy se lze ptát, zdali vede imaginace nebo observace pohybu k toku informací, který je podobný toku, jenž vzniká při skutečném provedení pohybu. Mulder (2007, s. 1267) v jeho studii přesvědčivě dokazuje, že imaginace nebo observace pohybu skutečně může hrát významnou roli při (znovu)učení pohybových dovedností. Zodpovězení výše zmíněných otázek je nejen teoreticky zajímavé, protože zdůrazňuje složitý vztah mezi kognitivními procesy a motorickými procesy, ale má také rozsáhlý klinický význam. V podmínkách, ve kterých se jedinci nemohou (kvůli bolesti nebo jakékoliv lézi) hýbat, mohou „cvičit“ v představě, aby tak došlo k zabránění výše zmíněným reprezentačním změnám, ke kterým dochází v důsledku nečinnosti a nepoužívání (Mulder, 2007, s. 1267). V rámci fyzioterapie může právě motorický trénink aplikovaný formou imaginace pohybu hrát důležitou roli.

## **11.4 Přínos do rehabilitační praxe**

Přestože podrobná diskuse o základních mechanismech imaginace pohybu stále trvá, lze tvrdit, že pro motorickou imaginaci jako kognitivní jev existuje solidní teoretický základ a že tento základ ospravedlňuje zkoumání imaginace pohybu jako kognitivního nástroje pro rehabilitaci (Jacobson, 1932, s. 678; Fairweather a Sidaway, 1993, s. 385; Mulder, 2007, s. 1275)

Biomechanické studie ukázaly, že svalová aktivita přítomná ve svalu ještě před jeho pohybem (jako u imaginace pohybu), je nutná zejména pro zvýšení rychlosti síly a načasování svalové akce, stejně jako pro stabilizaci kloubního komplexu. Aby se zabránilo velkým pohybům a minimalizovala se vazivová zátěž, může agonista a antagonist svalové koaktivace modifikovat nebo zlepšit stabilitu kloubu a chránit kloub před poraněním pohybového aparátu. Proto se programy prevence a rehabilitace zranění zaměřují na posturální stabilizaci, funkční stabilitu

kloubu a posílení smyslové zpětné vazby pro ovlivnění svalové aktivity a snížení výskytu poranění. A právě nejnovějším typem proprioceptivního tréninku je slackline trénink (Pfusterchmied, Stöggl et al., 2013, s. 562). Slackline trénink vyžaduje zvýšenou posturální kontrolu, snížený rozsah pohybu v kloubech dolních končetin, neuromuskulární adaptaci (v rámci reflexů) a také zvýšenou rychlost vývoje síly v plantárních flexorech. Tento druh tréninku tedy může vést k dalším neuromuskulárním adaptacím, jako jsou změny svalové aktivity a svalové koaktivity u mladých zdravých dospělých (Pfusterchmied, Stöggl et al., 2013, s. 562).

V našem experimentu jsme prokázali signifikantní EMG aktivitu m. TA jak na pravé (Tabulka 9, s. 55) tak na levé noze (Tabulka 10, s. 55) při pouhé imaginaci pohybu. Tento fakt lze aplikovat u celé škály pacientů. Příkladem může být pacient po prodělané centrální mozkové příhodě s parézou nervus peroneus. U takto postiženého jedince lze v rámci fyzioterapie trénovat pohyb do dorsální flexe hlezenního kloubu pouze při představě pohybu. Průměrně vyšších EMG hodnot bylo dosaženo i pro m. GM bilaterálně (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56) v porovnání s m. TA bilaterálně. Probandi byli testováni na imaginaci pohybu chůze po slackline ve vzpřímeném stoji. Z tohoto předpokladu lze trénovat navýšení svalové aktivity i pro plantární flexory ve vzpřímeném stoji pro jedince, kteří nemohou vykonat výpon na špičky nebo pro jedince, kteří mají plantární flexi omezenou.

Výsledky vztahující se k průměrným akcelerometrickým datům ze senzoru umístěného v oblasti os sacrum vykazují nejvyšší průměrné hodnoty pro osu y, tedy pro pohyb pánve v kraniokaudálním směru (Obrázek 9, s. 58 a Obrázek 10, s. 58). Tohoto předpokladu lze využít například společně s vyššími průměrnými EMG hodnotami pro m. GM bilaterálně (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56) při provádění výponu. Při tomto pohybu totiž dochází jak k zapojení m. GM bilaterálně, tak ke kraniokaudálním posunům pánve. K posunům pánve v pohybu osy y dochází i při obyčejné chůzi, stejně jako k aktivitě výše zmíněných svalů bérce, čehož lze využít u pacientů s poruchami chůze. Trénovat se tak nemusí pouze samotná exekuce pohybu, ale i imaginace pohybu, která může i dle našich výsledků přinést alespoň částečně kýžený efekt. V rámci trénovaných a netrénovaných probandů jsme u průměrných akcelerometrických dat pro osu y prokázaly vyšší hodnoty, tedy vyšší posturální výchylky u netrénovaných probandů oproti probandům trénujícím imaginaci pohybu (Obrázek 12, s. 61). Z tohoto výsledku lze předpokládat, že pokud si bude jedinec pravidelně trénovat imaginaci pohybu, může dojít k nižším posturálním výchylkám v oblasti pánve (os sacrum), z čehož může daný jedinec benefitovat při klidovém stoji nebo při samotné chůzi.

Následující studie popisují příklady využití imaginace pohybu v rámci rehabilitační praxe jako takové, nebo v rámci sportovního odvětví (podkapitola 11.4.1 Přínos imaginace pohybu do sportu, s. 82-83).

Již staré studie dokázaly prokázat účinek imaginace pohybu. Fairweather a Sidaway (1993, s. 385) byli schopni prokázat, že třítydenní program imaginace, v kombinaci s fyzickým cvičením, snížil bolesti zad a zlepšil posturální kontrolu u jedinců, kteří trpěli chronickými bolestmi zad a byli hodnoceni jako jedinci s různým stupněm hyperlordózy a hyperkyfózy. S problematikou bolesti zad se pojí i kostrční oblast, která se úzce pojí s pánví a lze tak její pohyb hodnotit pomocí akcelerometrických dat. Akcelerometrické pohyby z jakékoliv oblasti těla se dají snímat i pomocí optoelektrických systémů. Inerciální měřicí jednotka (IMU) umožňuje kinematické hodnocení lidského pohybu s menšími operačními omezeními než zlatý standard optoelektrického systému pro záznam pohybu (Bolink et al., 2016, s. 225). Cílem studie od Bolink et al. (2016, s. 225) bylo porovnat měření IMU a optoelektrického systému dynamických úhlů orientace pánevního pletence během aktivit běžného dne – chůze, přechod ze sedu do stoje atd. Výsledky naznačily, že IMU je platným nástrojem k měření dynamických úhlů pánevního pletence během aktivit denního života, což by mohlo být použito k monitorování rehabilitace u široké škály vertebrogenních (kostrčních) poruch (Bolink et al., 2016, s. 225).

Zajímavá je studie od Cincotta et al. (1999, s. 37), ve které užívali případovou studii s imaginací pohybu u jedince trpícího locked-in syndromem. Jedinec byl němý kvadruplegik, ale dokázal na povel mrkat a provádět vertikální pohyby očních bulbů. Měsíc po proběhlé cévní mozkové příhodě, která syndrom způsobila, bylo provedeno EMG vyšetření. Záznamy neodhalily žádnou aktivitu m. abductor digiti minimi. Když však došlo k instruování jedince, aby co nejživěji myslel na pohyb ochrnutého malíčku, latence a excitabilita odpovědi se ve srovnání s relaxovaným stavem zlepšily. I přesto, že nebyl zaznamenán žádný funkční přínos imaginace pohybu, není tento výsledek triviální, protože naznačuje, že motorickou imaginaci lze použít pro znovuzískání určité kontroly pohybu nad periferním efektoem, a to i v případě takto zablokovaného pacienta (Cincotta et al., 1999, s. 37).

Vliv imaginace pohybu se neváže pouze se samotnou EMG aktivitou nebo s aktivitou mozku, ale i s aktivitou na míšní úrovni. Ve studii Li et al. (2004, s. 9674) prokázali, že imaginace pohybu má dokonce vliv na míšní segmentální excitabilitu. Zkoumali devět zdravých dospělých jedinců, kteří museli provést sérii představovaných flexně-extenčních pohybů prstů. Jejich výsledky ukázaly podprahovou aktivaci míšních motoneuronů, což by se dalo užít jako vliv trénování imaginace pohybu u různých diagnóz (Li et al., 2004, s. 9674).



K maximalizaci plasticity mozku po mrtvici bylo zkoumáno mnoho rehabilitačních strategií. Mezi ně patří intenzivní motorický trénink, imaginace pohybu a pozorování akce. Narůstající důkazy o pozitivním vlivu technik virtuální reality na zotavení po mrtvici byly prokázány. Nicméně je ale většina technik virtuální reality navržena tak, aby využívala aktivní pohyb, což je ale nevýhodou pro pacienty, kteří mají nízkou úroveň motorické kontroly a nemohou tak virtuální realitu používat. Z tohoto důvodu se tito pacienti trénují přímým trénováním centrálního nervového systému pomocí imaginace pohybu s použitím rozhraní mozek-počítač založených na EEG (Vourvopoulos et al., 2019, s. 1).

Ve studii Page (2000, s. 203) pracoval s jedinci v raném období po cévní mozkové příhodě, tedy v rozmezí od 2-11 měsíců od iktu. Testoval na nich příznivý účinek motorických představ na funkci horní končetiny, konkrétně ruky. Jedna skupina jedinců podstoupila čtyřtýdenní tréninkový program sestávající z imaginace pohybu a z ergoterapie. Výsledky této skupiny byly porovnány s výsledky kontrolní skupiny, která absolvovala pouze ergoterapii. Ukázalo se, že jedinci, kteří absolvovali kombinovaný program, se výrazně zlepšili oproti jedincům z kontrolní skupiny, kteří absolvovali pouze ergoterapii (Page, 2000, s. 203). Vzhledem k tomu, že tato výše zmíněná studie zahrnovala jedince maximálně do 11 měsíců od cévní mozkové příhody, je zajímavou otázkou, zdali by imaginace pohybu byla klinicky užitečná i pro jedince s chronickou cévní mozkovou příhodou s již stabilizovanějším motorickým stavem. Proto Page, Levine a Leonard (2005, s. 399) udělali studii, do které zahrnuli jedince minimálně jeden rok od cévní mozkové příhody. Tito jedinci trénovali po dobu šesti týdnů imaginaci pohybu v kombinaci společně s fyzikální terapií. Výsledky této skupiny, pokud jde o funkční zlepšení hemiparetické horní končetiny, byly porovnány se zlepšením kontrolní skupiny, která dostávala fyzikální terapii v kombinaci s relaxačními cvičeními. Výsledky prokázaly, že funkce horní končetiny se zlepšila více u skupiny, která absolvovala kombinovanou léčbu fyzikální terapií s imaginací pohybu. Tento výsledek naznačuje, že motorické představy mohou hrát terapeutickou roli i u jedinců více než jeden rok po cévní mozkové příhodě (Page, Levine a Leonard, 2005, s. 399).

V rámci imaginace pohybu existuje spojení simulační hypotéza uvedené ve studii od Jeannerod (1994, s. 103). Tato hypotéza tvrdí, že skutečné provádění pohybu, imaginace pohybu a pozorování činnosti (observace) jsou řízeny stejným základním mechanismem. Imaginace a observace pohybu jsou chápány jako „offline“ operace motorických oblastí mozku. Také Naito et al. (2002, s. 3683) zdůraznili aspekt centrální simulace. Tvrdili, že imaginace pohybu obsahuje prvky kinestetických vjemů, které lze považovat za náhradu senzorické zpětné vazby, která by vznikla při skutečném provádění pohybu. Dále tvrdili, že během imaginace pohybu jedinci vnitřně

simulují kinestetické vjemy spojené s představovaným pohybem (Naito et al., 2002, s. 3682). Všechny výše zmíněné údaje ukazují, že kognitivní činnost, kterou může být například motorická představa pohybu, není bezmodální a symbolický akt, ale že se jedná o akt aktivující smyslově-motorické oblasti mozku. Lze tedy usuzovat, že představivost jako taková není v mozku oddělena od činností a obecně od vnímání (Jeannerod, 1994, s. 103).

V neposlední řadě Ó Breasail et al. (2021, s. 1) udávají, že akcelerometry a GPS senzory se dají používat u jedinců s neurodegenerativními poruchami jako jsou Parkinsonova nemoc, Alzheimerova choroba nebo například vaskulární demence. Důvodem užívání akcelerometrů je mapování pohybové aktivity takto nemocných jedinců. Dochází k pasivnímu monitorování pohyblivosti a pohybové aktivity. Navíc lze sesbírat i data o tom, jaké znaky jedinci vykazují při chůzi nebo při sedavé či aktivní činnosti. Senzory mohou detekovat i potencionální biomarkery nástupu onemocnění, jeho pokroku a jeho reakce na léčbu (Ó Breasail et al., 2021, s. 1).

#### **11.4.1 Přínos imaginace pohybu do sportu**

Inerciální měřicí jednotky se dají používat i v profesionálním sportovním odvětví. Používají se konkrétně v detekci sportovně specifických pohybů při široké škále individuálních a týmových sportů. Schopnost senzoru zachytit sportovně specifické pohyby podtrhuje schopnost této technologie poskytnout další podrobnosti o nárocích a výkonnosti sportovců. Byly ale také zaznamenány smíšené důkazy o schopnosti například akcelerometrických senzorů kvantifikovat některé pohyby (zárok v rugby atd.; Chambers et al., 2015, s. 1065).

V roce 1943 vznikla studie od Vandell, Davis a Clugston (s. 243), jejíž východiskem bylo, že skupiny jedinců, které mentálně trénovaly basketbalové trestné hody, vykazovaly zlepšenou obratnost podobné té, která byla sledována u jedinců, kteří úkol fyzicky trénovali. Studie od Clark (1960, s. 560) prokázala, že když bylo ve skupině několika jedinců nahrazeno klasické fyzické cvičení imaginací pohybu, dosahovala tato skupina téměř stejně dobrých výsledků jako skupina, která fyzicky cvičila. Dále zjistil, že kombinace fyzického cvičení a imaginace pohybu byla pro učení určitých motorických dovedností ještě lepší. Cumming a Hall (2000, s. 137) v jejich studii zkoumali 159 sportovců na kterých ukázali, že motorické představy jsou užitečným nástrojem sportovního tréninku a že elitní sportovci využívají motorické představy více než sportovci rekreační.

Existuje psychoneuromuskulární teorie (viz podkapitola 1.5.1 Teorie imaginace, s. 23), která předpokládá, že svalová aktivita zaznamenaná během imaginace pohybu může vytvářet mírnou neuromuskulární zpětnou vazbu, která je dostatečně silná, aby zlepšila následný motorický výkon

prostřednictvím primární aktivace motorických drah. Guillot et al. (2012, s. 3) udávají, že neexistuje přímý důkaz, že je svalová aktivace během imaginace pohybu spojena se zlepšením motorického výkonu. Jinými slovy jejich výzkum zatím neprokázal, že zvýšení svalové aktivity plně přispívá ke zlepšení výkonu, ale EMG záznamy potvrzují, že motorický povel je během imaginace pohybu skutečně připraven a následně blokován inhibičními procesy, jak již bylo popsáno výše (Guillot et al., 2012, s. 6).

## 11.5 Limity studie

Obecnými limity našeho experimentu mohly být lidské faktory. Ovlivnitelným faktorem byl záměrný výběr probandů, který ale nezahrnoval velké testovací spektrum jedinců (19 jedinců). Nicméně tito jedinci byli ale opakovaně měřeni. U každého probanda tak proběhla dvě měření. Byli vybráni zdraví mladí jedinci s dobrou úrovní imaginace pohybu (podle dotazníku MIQ) bez akutní bolesti. Nicméně při samotném měření mohly hrát roli i faktory neovlivnitelné, jakožto aktuální rozpoložení jedinců, jak již fyzické, tak psychické, ruch v kineziologické laboratoři ve FNOL. Možné limity experimentu mohly vzniknout i při aplikování senzorů, přestože jsme senzory pokaždé aplikovali na řádně očištěnou pokožku a na řádně vypalované svalové břicho daného svalů.

Úroveň úsilí imaginace pohybu mohla v konečném důsledku ovlivnit výsledky našeho výzkumu, aniž bychom si jich byli vědomi. Mohlo by jít například o výše zmíněné aktuální rozpoložení jedince nebo například o hluk, který mohl být při měření experimentu přítomný. Gandevia et al. (1997, s. 259) dokázali, že nejen imaginace pohybu skutečně aktivovala alfa motoneurony, ale že skeletomotorický výboj byl doprovázen také náborem svalových vřetének, pokud byla skrytá kontrakce dostatečně silná. Kromě toho také existují důkazy o zvyšující se aktivitě EMG doprovázející představované duševní úsilí. EMG aktivita byla pozorována nejen v agonistických svalech, ale také ve svalech antagonistických, a to v závislosti na zvedané hmotnosti i na typu svalové kontrakce (Guillot et al., 2007, s. 21). Guillot et al. (2007, s. 21) mimo jiné i zjistili, že podprahové svalové reakce během imaginace pohybu koncentrických, izometrických a excentrických kontrakcí obvykle odrážely konfiguraci EMG aktivity zaznamenané během skutečného cvičení. Tento fakt potvrzuje tvrzení, že svalová aktivita zaznamenaná během imaginace pohybu není obecnou tonickou aktivací, ale odráží obsah konkrétního motorického příkazu pohybu, který je mentálně nacvičován (Guillot et al., 2012, s. 3).

V našem experimentu jsme zvolili pro snímání vlivů imaginace pohybu metodu EMG, díky níž jsme nasbírali EMG data z oblasti m. TA a m. GM bilaterálně na dolních končetinách. EMG senzory měří elektrickou aktivitu ve svalectech. Signály se objevují dříve než odpovídající pohyb z aktivace svalů (Prasanth et al., 2021, s. 13). Fleischer a Hommel (2008, s. 872) v jejich studii uvádějí, že EMG signály se objevují 20-80 ms před začátkem výsledné kontrakce. To by mělo přispět k včasnému snímání EMG aktivity a tím snížit latenci kontroly. Z tohoto důvodu je dobré kombinovat právě imaginaci pohybu s měřením EMG aktivity, jak bylo učiněno i v experimentální části diplomové práce. Navzdory této časové výhodě v rámci měření, která je důležitá zejména při detekci chůze v reálném čase, uvádí Prasanth et al. (2021, s. 13) v jejich systematickém review, že pouze jedna z 99 studií použila senzory EMG. Částečně to mohlo být způsobeno omezeními použitelnosti, mezi které spadá příprava a odstranění ochlupení na těle a aplikace abrazivního gelu pro zvýšení poměru signálu a šumu, dále precizní nalepení senzoru na kůži, aby se udržel konstantní kontakt a snížily se pohybové artefakty. Samotné zpracování EMG signálu vyžaduje také více předzpracování a filtrování. Parametry související s EMG jsou navíc závislé na subjektu a mohou se pravidelně měnit kvůli různým podmínkám kůže a tělesnému stavu, jako je například pot. Správné umístění senzoru je také netriviální a vyžaduje určitý trénink, protože senzor by měl být umístěn co nejbližší ke svalovému břišku příslušného svalu (Prasanth et al., 2021, s. 13.). Možné nesrovnalosti o souběžné EMG aktivitě svalů, které byly pozorovány i ve výsledcích experimentální části diplomové práce, a které se účastní pohybu během imaginace pohybu, lze vysvětlit rozdíly v experimentálních plánech a také povahou EMG signálů. Například EMG aktivita nemusí být rozeznatelná v důsledku použití povrchových EMG elektrod a v ideálním případě by měly být upřednostňovány intramuskulární elektrody, které jsou invazivní metodou, a proto se v experimentech s imaginací pohybu používají jen zřídka. Důvody, proč v některých případech nelze EMG aktivitu systematicky zaznamenat, mohou být i typ svalové kontrakce, intenzita mentálního úsilí a vnitřní povaha imaginace pohybu. Důležitým faktorem je i typ pohybu. Je rozdíl ve snímání EMG aktivity při imaginaci tzv. laboratorních pohybů a při imaginaci zahrnující více pohybů souvisejících s konkrétním cílem, jako mohou být například dovednosti ve sportu (Guillot et al., 2012, s. 3 a 6).

Jak již bylo diskutováno v diskusi (viz kapitola 11.3 Vliv tréninku imaginace pohybu, s. 72-78; Bergmann et al., 2013, s. 45), byla pro náš experiment stanovena doba imaginace, ať už před nebo po exekuci pohybu, na 30 s. Otázkou stále zůstává, zdali by zkrácení nebo prodloužení doby imaginace mělo nějaký vliv na potencionální výsledky. Při delším čase by bylo nutné brát v potaz riziko vyšší únavy a s tím související nižší soustředění jedince. Naopak při zkrácení času

imaginace pohybu by nemuselo dojít k dostatečnému ustálení a soustředění se na imaginaci. Časově ohraničená byla i doba mezi dvěma měřeními. Z diskusních studií (viz kapitola 11.3 Vliv tréninku imaginace pohybu, s. 72-78; Bergmann et al., 2013, s. 45; Lebon, Collet a Quillot, 2010, s. 1680-1681) vyplývá, že aby imaginace pohybu přinesla zkoumané výsledky, lze ji provádět hned před výkonem. Nicméně v některých studiích je udávána doba tréninku až několik týdnů (viz kapitola 11.3 Vliv tréninku imaginace pohybu, s. 72-78; Yao et al., 2013, s. 5; viz kapitola 11.4 Přínos do rehabilitační praxe, s. 78-82; Page, Levine a Leonard, 2005, s. 399). Vzhledem k tomu, že u námi stanovených hypotéz týkajících se trénovaných a netrénovaných probandů, vyvstala pouze jedna statisticky významná hodnota, je třeba zaužívat nad tím, zdali doba tréninku byla dostačující.

Dále je třeba zmínit i imaginaci s otevřenými a zavřenými očima. V našem experimentu probandi koukali do bílého plátna, prováděli tedy imaginaci pohybu s otevřenými očima. Studie týkající se imaginace pohybu (viz kapitola 11.2 Akcelerometrická aktivita z oblasti os sacrum, s. 68-72; Abdollah et al., 2024, s. 1-2; viz kapitola 11.3 Vliv tréninku imaginace pohybu, s. 72-78; Heremans et al., 2011, s. 37) byly ve volbě zavřených či otevřených očí variabilní.

V neposlední řadě je třeba zmínit, že jsme v experimentu užili pro měření akcelerometrických dat jeden senzor v oblasti os sacrum. Získali jsme tak data pouze z jedné oblasti pánevního pletence. Možným limitem akcelerometrických dat je spolehnout se pouze na jeden senzor a nevyužití možnosti aplikovat na tělo probanda více senzorů, které by měřili akcelerometrická data z vícero oblastí (viz kapitola 11.2 Akcelerometrická aktivita z oblasti os sacrum, ve které je tato problematika rozebrána, s. 68-72; Jayasinghe, Harwin a Hwang, 2020, s. 1).

Limitem našeho experimentu může být i fakt, že doba tréninku 14 dní nemusela být dostatečně dlouhou dobou pro ukotvení si nové dovednosti – chůze po slackline. Kortikální reprezentace této činnosti tak nemusela být plně ukotvena a nemuselo tak dojít k tak výrazné imaginaci pohybu u jedinců, kteří měli za úkol mezi dvěma měřeními trénovat. Motorické představy vytvářejí vnitřní centrální tok informací, který lze považovat za smyslový odhad výstupu, který se nekoná a který lze využít k učení. Tento mechanismus vysvětluje i výsledky Muldera et al. (2004, s. 215), kteří zjistili, že abdukci prstů na noze se lze naučit pomocí motorické imaginace, ale pouze u jedinců, kteří již byli schopni provést cílový pohyb alespoň na minimální úrovni. U zcela nových pohybů totiž v zásadě není možné zahájit cyklus napodobování, protože neexistuje žádná reprezentace dané činnosti (Mulder, 2007, s. 1275). V rámci tréninku je potřeba

uvést skutečnost, že jsme neměli kontrolu nad tím, zdali opravdu každý trénující proband poctivě trénoval imaginaci pohybu.

Dále uvádíme možné varianty a jejich opodstatnění pro možné pokračování našeho experimentu. Níže zmíněná studie naznačuje, že EMG aktivitu při imaginaci pohybu lze snímat i z oblasti horních končetin. Domníváme se, že studium EMG aktivity horních končetin při imaginaci pohybu chůze po slackline by mohlo být následujícím pokračováním našeho experimentu. Studie od Kobelt, Wirth a Schuster-Amft (2018, s. 1) zkoumala, zdali imaginace pohybu vyvolá EMG aktivaci svalů horní končetiny během sevření ruky a zdvihu paže u zdravých jedinců a u jedinců po mrtvici nebo s Parkinsonovou chorobou. EMG byla porovnávána za tři podmínky: imaginace pohybu, reálná exekuce pohybu a klid. Schopnost imaginace pohybu byla hodnocena pomocí dotazníku Kinaesthetic and Visual Imagery. Zvýšenou EMG aktivaci pozorovali během imaginace pohybu ve srovnání s odpočinkovou fází v m. deltoideus pars clavicularis a m. biceps brachii u všech 22 probandů. Výsledky naznačují, že imaginace pohybu může vyvolat podprahovou EMG aktivaci. Nicméně to se může lišit na individuální bázi. Z výsledků jejich studie zůstává nejasné, jaké parametry přispívají nebo brání EMG aktivaci během imaginace pohybu. Mezerou v rámci zkoumání imaginace pohybu zůstávají faktory, které ovlivňují EMG aktivitu, jako jsou například instrukce k imaginaci pohybu, úkoly k představení nebo množství tréninku imaginace pohybu (Kobelt, Wirth a Schuster-Amft, 2018, s. 1).

## ZÁVĚR

Imaginace pohybu se čím dál častěji objevuje v rámci rehabilitace i v rámci sportovního tréninku. Její objektivizaci lze měřit pomocí povrchové elektromyografie. Tato metoda je schopna poskytnout data týkající se svalové aktivity, která může být při představě pohybu přítomna. Objevovat se mohou i pohyby z oblasti dolních končetin, nebo z oblasti pánevního pletence, které lze snímat akcelerometrickými senzory. Představa pohybu je dovednost, kterou lze trénovat před provedením činnosti nebo i v průběhu několika týdnů nebo i v delším časovém horizontu. V rámci fyzioterapie je užívána například u neurologických pacientů, ale využívají ji i vrcholoví sportovci jako částečnou náhradu fyzického tréninku.

Hlavním cílem práce bylo zjistit vliv imaginace chůze po slackline na svalovou aktivitu m. TA a m. GM u zdravých mladých jedinců. Tento cíl byl testován za několika podmínek v rámci dvou měření. Příkladem je porovnávání klidové situace s imaginací pohybu po reálné exekuci chůze po slackline. Signifikantních výsledků na hladině signifikance  $p \leq 0,05$  jsme dostali pro m. TA jak na levé (Tabulka 10, s. 55), tak na pravé dolní končetině pro výše uvedené testované situace (Tabulka 9, s. 55). Jedním z dílčích cílů práce bylo zjistit posturální výchylky během imaginace chůze po slackline. V rámci průměrných akcelerometrických hodnot značně vévodila osa y, která značí pohyby sakra v kраниокаудální směru jak u prvního, tak u druhého měření (Obrázek 9, s. 58 a Obrázek 10, s. 58). Poslední dílčí cíl měl objasnit vliv tréninku imaginace chůze po slackline, který probíhal 14 dní mezi dvěma měřeními. Průměrné EMG hodnoty vyšly vyšší pro levý m. GM u netrénovaných probandů (Obrázek 11, s. 59) a potvrdil se tak podobný trend sledovaný pro průměrné EMG hodnoty v rámci prvního a druhého měření, kde tento sval oproti m. TA také dominoval (Obrázek 7, s. 56 a Obrázek 8, s. 56). Akcelerometrická data při porovnání trénovaných a netrénovaných jedinců byla statisticky významná pouze pro osu y při situaci imaginace chůze po slackline před exekucí pohybu (Tabulka 13, s. 60). V průměrných akcelerometrických datech dominovala osa y u netrénovaných probandů (Obrázek 12, s. 61).

Hlavního cíle bylo dosaženo pouze pro m. TA bilaterálně v rámci konkrétních testovaných situací. Tento fakt lze využít v rehabilitační praxi například pro jedince s obrnou nervus peroneus po centrální mozkové příhodě. Trénováním imaginace pohybu náročnější variace chůze, tedy chůze po slackline, je možné dle našich výsledků užít pro m. TA i ve sportovním odvětví, například v rámci tréninku sportovců, pro něž je tento sval cílem zájmu. Zároveň bylo dosaženo signifikantních statistických výsledků i pro akcelerometrická data z oblasti os sacrum, konkrétně pro pohyb po ose y (kраниокаудální posun). Této skutečnosti lze využít při tréninku imaginace

posturálních výchylek u řady klientů v rehabilitačním odvětví, které lze vertikalizovat například pouze do stoje, ve kterém probíhalo testování našich probandů.

Možným pokračováním této diplomové práce je rozšíření EMG i akcelerometrických senzorů na jiné svaly dolních končetin nebo navýšení množství akcelerometrických senzorů do oblasti pletence pánevního. Dále by šlo porovnávat data nasbíraná při imaginaci pohybu náročnější variace chůze s daty nasbíranými při imaginaci obyčejné chůze. V rámci rozvrstvení probandů lze polemizovat nad testováním jedinců již patologických, například pacientů neurologických, nebo pacientů geriatrických. Testování by bylo možné provést i u dětských pacientů či adolescentů. V neposlední řadě by se dalo společně s EMG a akcelerometrickými senzory užít i jiných technik snímajících variabilní data, například EEG nebo TMS, popřípadě zkoumat i gyroskopická data z nalepených senzorů.



## REFERENČNÍ SEZNAM

ABDOLLAH, V., NOAMANI, A., RALSTON, J., HO, C., ROUHANI, H. 2024. Effect of test duration and sensor location on the reliability of standing balance parameters derived using body-mounted accelerometers. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 23(1), 1-16, [cit. 2024-04-23]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi: 10.1186/s12938-023-01196-7.

ADKINS, D. L., BOYCHUK, J., REMPLE, M. S., KLEIM, J. A. 2006. Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology* [online]. 101(6), 1776-1782 [cit. 2024-01-10]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00515.2006.

ALBERTS, J. L., HIRSCH, J. R., KOOP, M. M., SCHINDLER, D. D., KANA, D. E., LINDER, S. M., CAMPBELL, S., THOTA, A. K. 2015. Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2015-06-01, 50(6), 578-588, [cit. 2024-04-23]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi: 10.4085/1062-6050-50.2.01.

ALKAN, A., GÜNAY, M. 2012. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier. *Expert Systems with Applications* [online]. 39(1), 44-47, [cit. 2024-01-26]. ISSN 09574174. Dostupné z: doi: 10.1016/j.eswa.2011.06.043.

AOYAMA, T., KANEKO, F. 2011. The effect of motor imagery on gain modulation of the spinal reflex. *Brain Research* [online]. 1372, 41-48, [cit. 2024-04-19]. ISSN 00068993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.brainres.2010.11.023.

AVANZINO, L., TACCHINO, A. ABBRUZZESE, G., QUARTARONE, A., GHILARDI, M. F., BONZANO, L., RUGGERI, P., BOVE, M. 2011. Recovery of motor performance deterioration induced by a demanding finger motor task does not follow cortical excitability dynamics. *Neuroscience* [online]. 174(18), 84-90, [cit. 2024-01-04]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2010.11.008.

BEHRENDT, F., ZUMBRUNNEN, V., BREM, L., SUICA, Z., GÄUMANN, S., ZILLER, C., GERTH, U., SCHUSTER-AMFT, C. 2021. Effect of Motor Imagery Training on Motor Learning in Children and Adolescents: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 18(18), 1-26, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph18189467.

- BERGMANN, J., KUMPULAINEN, S., AVELA, J., GRUBER, M. 2013. Acute Effects of Motor Imagery on Performance and Neuromuscular Control in Maximal Drop Jumps. *Jirspa* [online]. 2013-08-14, 8(1), 45-53, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1932-0191. Dostupné z: doi: 10.1515/jirspa-2013-0001.
- BOLINK, S. A. A. N., NAISAS, H., SENDEN, R., ESSERS, H., HEYLIGERS, I. C., MEIJER, K., GRIMM, B. 2016. Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit–stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture systém. *Medical Engineering and Physics* [online]. 38(3), 225-231, [cit. 2024-04-22]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi: 10.1016/j.medengphy.2015.11.009.
- BONINI, L., ROTUNNO, C., ARCURI, E., GALLESE, V. 2022. Mirror neurons 30 years later: implications and applications. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 26(9), 767-781, [cit. 2024-01-11]. ISSN 13646613. Dostupné z: doi: 10.1016/j.tics.2022.06.003.
- BONNARD, M., GALLÉA, C., DE GRAAF, J. B., PAILHOUS, J. 2007. Corticospinal control of the thumb–index grip depends on precision of force control: a transcranial magnetic stimulation and functional magnetic resonance imagery study in humans. *European Journal of Neuroscience* [online]. 25(3), 872-880, [cit. 2023-11-03]. ISSN 0953-816X. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2007.05320.x.
- BOTVINICK, M., COHEN, J. 1998. Rubber hands ‘feel’ touch that eyes see. *Nature* [online]. 391(6669), 756, [cit. 2023-11-14]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi: 10.1038/35784.
- BROGAARD, B., GATZIA, D. E. 2017. Unconscious Imagination and the Mental Imagery Debate. *Frontiers in Psychology* [online]. 2017-05-23, 1-14, [cit. 2024-02-26]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi: 10.3389/fpsyg.2017.00799.
- BUGANÈ, F., BENEDETTI, M., D’ANGELI, V., 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), 1-15, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi: 10.1186/1475-925X-13-146.
- CHAMBERS, R., GABBETT, T. J., COLE, M. H., BEARD, A. 2015. The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine* [online]. 45(7), 1065-1081, [cit. 2024-04-22]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi: 10.1007/s40279-015-0332-9.

- CHHOLAK, P., NISO, G., MAKSIMENKO, V. A., KURKIN, S. A., FROLOV, N. S., PITSIK, E. N., HRAMOV, A. E., PISARCHIK, A. N. 2019. Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects. *Scientific Reports* [online]. 9(1), 1-12, [cit. 2024-01-25]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi: 10.1038/s41598-019-46310-9.
- CHOWDHURY, R., REAZ, M., ALI, M., BAKAR, A., CHELLAPPAN, K., CHANG, T. 2013. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors* [online]. 13(9), 12431-12466, [cit. 2024-01-26]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s130912431.
- CINCOTTA, M., TOZZI, F., ZACCARA, G., BORGHHERESI, A., LORI, S., COSOTTINI, M., CANTELLO, R. 1999. Motor imagery in a locked-in patient: evidence from transcranial magnetic stimulation. *The Italian Journal of Neurological Sciences* [online]. 20(1), 37-41, [cit. 2023-11-20]. ISSN 0392-0461. Dostupné z: doi: 10.1007/s100720050008.
- CLARK, L. V. 1960. Effect of Mental Practice on the Development of a Certain Motor Skill. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation* [online]. 31(4), 560-569, [cit. 2023-11-15]. ISSN 1067-1188. Dostupné z: doi: 10.1080/10671188.1960.10613109.
- COOK, R., BIRD, G., CATMUR, C., PRESS, C., HEYES, C. 2014. Mirror neurons: From origin to function. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 37(2), 177-192, [cit. 2024-01-22]. ISSN 0140-525X. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X13000903.
- COLLET, C., GUILLOT, A., LEBON, F., MACINTYRE, T., MORAN, A. 2011. Measuring Motor Imagery Using Psychometric, Behavioral, and Psychophysiological Tools. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 39(2), 85-92, [cit. 2024-01-03]. ISSN 0091-6331. Dostupné z: doi: 10.1097/JES.0b013e31820ac5e0.
- CUMMING, J., HALL, C. 2002. Deliberate imagery practice: the development of imagery skills in competitive athletes. *Journal of Sports Sciences* [online]. (20)2, 137-145, [cit. 2023-11-15]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi: 10.1080/026404102317200846.
- DECETY, J., JEANNEROD, M., DUROZARD, D., BAVEREL, G. 1993. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. *The Journal of Physiology* [online]. 461(1), 549-563, [cit. 2023-11-09]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi: 10.1113/jphysiol.1993.sp019528.

DECETY, J. 1996. The neurophysiological basis of motor imagery. *Behavioural Brain Research* [online]. 77(1-2), 45-52, [cit. 2023-11-02]. ISSN 01664328. Dostupné z: doi: 10.1016/0166-4328(95)00225-1.

DELSYS INCORPORATED. 2021. *Trigno Wireless Biofeedback System User's Guide* [online]. [cit. 2023-05-19]. MAN-031-1-6, MP1135G. Dostupné z: <https://www.delsys.com/downloads/USERSGUIDE/trigno/wireless-biofeedback-system.pdf>.

DE ZEEUW, C. I., H YEO, C. 2005. Time and tide in cerebellar memory formation. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 15(6), 667-674, [cit. 2024-01-11]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi: 10.1016/j.conb.2005.10.008.

DICKSTEIN, R., GAZIT-GRUNWALD, M., PLAX, M., DUNSKY, A., MARCOVITZ, E. 2005. EMG Activity in Selected Target Muscles During Imagery Rising on Tiptoes in Healthy Adults and Poststrokes Hemiparetic Patients. *Journal of Motor Behavior* [online]. 37(6), 475-483, [cit. 2024-04-19]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi: 10.3200/JMBR.37.6.475-483.

DI RIENZO, F., COLLET, C., HOYEK, N., GUILLOT, A. 2014. Impact of Neurologic Deficits on Motor Imagery: A Systematic Review of Clinical Evaluations. *Neuropsychology Review* [online]. 24(2), 116-147, [cit. 2024-01-03]. ISSN 1040-7308. Dostupné z: doi: 10.1007/s11065-014-9257-6.

EDELMAN, B. J., BAXTER, B., HE, B. 2016. EEG Source Imaging Enhances the Decoding of Complex Right-Hand Motor Imagery Tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 63(1), 4-14, [cit. 2024-01-25]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi: 10.1109/TBME.2015.2467312.

EHRSSON, H. H., GEYER, S., NAITO, E. 2003. Imagery of Voluntary Movement of Fingers, Toes, and Tongue Activates Corresponding Body-Part-Specific Motor Representations. *Journal of Neurophysiology* [online]. 90(5), 3304-3316, [cit. 2023-11-08]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.01113.2002.

ENOMOTO, Y.; ALBARA, T.; SUGIMOTO, K.; SEKI, K.; YOKOZAWA, T. et al. 2017. Estimation of the center of mass and pelvis movement in running using an inertia sensor mounted on sacrum. *ISBS Proceedings Archive* [online]. 2017, 500-503, [cit. 2024-04-22]. Dostupné z: <https://commons.nmu.edu/isbs/vol35/iss1/228>.

FADIGA, L., BUCCINO, G., CRAIGHERO, L., FOGASSI, L., GALLESE, V., PAVESI, G. 1998. Corticospinal excitability is specifically modulated by motor imagery: a magnetic stimulation

study. *Neuropsychologia* [online]. 37(2), 147-158, [cit. 2023-11-08]. ISSN 00283932. Dostupné z: doi: 10.1016/S0028-3932(98)00089-X.

FAIRWEATHER, M. M., SIDAWAY, B. 1993. Ideokinetic Imagery as a Postural Development Technique. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 64(4), 385-392, [cit. 2023-11-20]. ISSN 0270-1367. Dostupné z: doi: 10.1080/02701367.1993.10607591.

FELICI, F., DEL VECCHIO, A. 2020. Surface Electromyography: What Limits Its Use in Exercise and Sport Physiology? *Frontiers in Neurology* [online]. 2020-11-6, 1-6 [cit. 2024-01-26]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2020.578504.

FLEISCHER, C., HOMMEL, G. 2008. A Human--Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography: A Systematic Review. *IEEE Transactions on Robotics* [online]. 24(4), 872-882, [cit. 2024-01-04]. ISSN 1552-3098. Dostupné z: doi: 10.1109/TRO.2008.926860.

FLOR, H. 2003. Cortical reorganisation and chronic pain: implications for rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 35, 66-72, [cit. 2023-11-14]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.1080/16501960310010179.

FUKUCHI, C. A., FUKUCHI, R. K., DUARTE. 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews* [online]. 8(1), 1483-1491, [cit. 2024-01-04]. ISSN 2046-4053. Dostupné z: doi: 10.1186/s13643-019-1063-z.

GALLESE †, V., LAKOFF, G. 2005. The Brain's concepts: the role of the Sensory-motor system in conceptual knowledge. *Cognitive Neuropsychology* [online]. 22(3-4), 455-479, [cit. 2023-11-21]. ISSN 0264-3294. Dostupné z: doi: 10.1080/02643290442000310.

GANDEVIA, S. C., WILSON, L. R., INGLIS, J. T., BURKE, D. 1997. Mental rehearsal of motor tasks recruits  $\alpha$ -motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurons selectively. *The Journal of Physiology* [online]. 505(1), 259-266, [cit. 2023-12-06]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1469-7793.1997.259bc.x.

GAO, Q., DUAN, X., CHEN, H. 2011. Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality. *NeuroImage* [online]. Oxford University Press, 54(2), 1280-1288, [cit. 2023-12-06]. ISBN 9780199546251. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.08.071.

GASER, C., SCHLAUG, G. 2003. Brain Structures Differ between Musicians and Non-Musicians. Online. *The Journal of Neuroscience* [online]. 23(27), 9240-9245, [cit. 2023-11-14]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.23-27-09240.2003.

GENTILI, R.; PAPAXANTHIS, C., POZZO, T. 2006. Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice. Online. *Neuroscience* [online]. 137(3), 761-772, [cit. 2024-05-09]. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2005.10.013>.

GREGG, M., HALL, C., BUTLER, A. 2007. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. Evidence-based complementary and alternative medicine: eCAM. [online]. 7, 249-257, [cit. 2023-02-23]. ISSN 1017-1193. Dostupné z: doi: 10.1093/ecam/nem170.

GROSPRÊTRE, S., JACQUET, T., LEBON, F., PAPAXANTHIS, C., MARTIN, A. 2018. Neural mechanisms of strength increase after one-week motor imagery training. *European Journal of Sport Science* [online]. 18(2), 209-218, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi: 10.1080/17461391.2017.1415377.

GRUSH, R. 2004. The emulation theory of representation: Motor control, imagery, and perception. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 27(3), 377-396, [cit. 2023-11-21]. ISSN 0140-525X. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X04000093.

GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., CHAMPELY, S., DOYON, J., COLLET, C. 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology* [online]. 66(1), 18-27, [cit. 2023-12-06]. ISSN 01678760. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.

GUILLOT, A., COLLET, C., NGUYEN, V. A., MALOUIN, F., RICHARDS, C., DOYON, J. 2008. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *NeuroImage* [online]. Oxford University Press, 41(4), 1471-1483, [cit. 2023-12-06]. ISBN 9780199546251. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.03.042.

GUILLOT, A., COLLET, C., NGUYEN, V. A., MALOUIN, F., RICHARDS, C., DOYON, J. 2009. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: An fMRI study. *Human Brain Mapping* [online]. 30(7), 2157-2172, [cit. 2023-11-08]. ISSN 1065-9471. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.20658.

GUILLOT, A., DI RIENZO, F., MACINTYRE, T., MORAN, A., COLLET, C. 2012. Imagining is Not Doing but Involves Specific Motor Commands: A Review of Experimental Data Related to

Motor Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 6, 1-22, [cit. 2023-11-03]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2012.00247.

GUILLOT, A., Di RIENZO, F., FRANK, C., DEBARNOT, U., MACINTYRE, T. E. 2021. From simulation to motor execution: a review of the impact of dynamic motor imagery on performance. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [online]. 1-20, [cit. 2024-01-25]. ISSN 1750-984X. Dostupné z: doi: 10.1080/1750984X.2021.2007539.

HALL, C. R., MARTIN, K. A. 1997. Movement Imagery questionnaire – revised (MIQ-R). [online]. 1-5, [cit. 2024-01-26]. Dostupné z: doi: 10.1037/t07979-000.

HANAKAWA, T. 2016. Organizing motor imageries. *Neuroscience Research* [online]. 104, 56-63, [cit. 2023-11-02]. ISSN 01680102. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neures.2015.11.003.

HEREMANS, E., SMITS-ENGELSMAN, B., CAEYENBERGHS, K., VERCRUYSSSE, S., NIEUWBOER, A., FEYS, P., HELSEN, W. F. 2011. Keeping an eye on imagery: the role of eye movements during motor imagery training. *Neuroscience* [online]. 195, 37-44 [cit. 2024-04-19]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2011.07.030.

ISHIGAKI, N., KIMURA, T., USUI, Y., et al. 2011. Analysis of pelvic movement in the elderly during walking using a posture monitoring system equipped with a triaxial accelerometer and a gyroscope. *Journal of Biomechanics* [online]. 44(9), 1788-1792, [cit. 2024-04-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.016.

JACOBSON, E. 1932. Electrophysiology of Mental Activities. *The American Journal of Psychology* [online]. 44(4), 677-694, [cit. 2023-11-21]. ISSN 00029556. Dostupné z: doi: 10.2307/1414531.

JAYASINGHE, U., HARWIN, W. S., HWANG, F. 2020. Comparing Clothing-Mounted Sensors with Wearable Sensors for Movement Analysis and Activity Classification. *Sensors* [online]. 20(1), 1-13, [cit. 2024-04-23]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s20010082.

JEANNEROD, M. 1994. The representing brain: Neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 17(2), 187-202, [cit. 2023-11-22]. ISSN 0140-525X. Dostupné z: doi: 10.1017/S0140525X00034026.

JEANNEROD, M. 2001. Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition. *NeuroImage* [online]. 14(1), S103-S109, [cit. 2023-11-09]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.0832.

- KASESS, C. H., WINDISCHBERGER, C., CUNNINGTON, R., LANZENBERGER, R., PEZAWAS, L., MOSER, E. 2008. The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling. *NeuroImage* [online]. 40(2), 828-837, [cit. 2023-11-22]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2007.11.040.
- KILTENI, K., ANDERSSON, B. J., HOUBORG, C., EHRSSON, H. H. 2018. Motor imagery involves predicting the sensory consequences of the imagined movement. *Nature Communications* [online]. 9(1), 1-9, [cit. 2024-01-22]. ISSN 2041-1723. Dostupné z: doi: 10.1038/s41467-018-03989-0.
- KIM, Y. K., PARK, E., LEE, A., IM, C. H., KIM, Y. H., HE, B. 2018. Changes in network connectivity during motor imagery and execution. *PLOS ONE* [online]. 2018-1-11, 13(1), 1-18, [cit. 2024-01-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi :10.1371/journal.pone.0190715.
- KOBELT, M., WIRTH, B., SCHUSTER-AMFT, C. 2018. Muscle Activation During Grasping With and Without Motor Imagery in Healthy Volunteers and Patients After Stroke or With Parkinson's Disease. *Frontiers in Psychology* [online]. 2018-4-24, 1-14, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi: 10.3389/fpsyg.2018.00597.
- KRASKOV, A., DANCAUSE, N., QUALLO, M. M., SHEPHERD, A., LEMON, R. N. 2009. Corticospinal Neurons in Macaque Ventral Premotor Cortex with Mirror Properties: A Potential Mechanism for Action Suppression? *Neuron* [online]. 64(6), 922-930, [cit. 2023-11-08]. ISSN 08966273. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuron.2009.12.010.
- LEBON, F., COLLET, C., GUILLOT, A. 2010. Benefits of Motor Imagery Training on Muscle Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 24(6), 1680-1687, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0b013e3181d8e936.
- LEBON, F., GUILLOT, A., COLLET, C. 2012. Increased Muscle Activation Following Motor Imagery During the Rehabilitation of the Anterior Cruciate Ligament. *Applied Psychophysiology and Biofeedback* [online]. 37(1), 45-51, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1090-0586. Dostupné z: doi: 10.1007/s10484-011-9175-9.
- LI, S., KAMPER, D. G., STEVENS, J. A., RYMER, W. Z. 2004. The Effect of Motor Imagery on Spinal Segmental Excitability. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2004-10-27, 24(43), 9674-9680, [cit. 2023-11-09]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.2781-04.2004.
- LIN, M., HUANG, J., FU, J., SUN, Y, FANG, Q. 2023. A VR-Based Motor Imagery Training System With EMG-Based Real-Time Feedback for Post-Stroke Rehabilitation. *IEEE Transactions*



*on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 31, 1-10, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi: 10.1109/TNSRE.2022.3210258.

LINDSAY, R. S., LARKIN, P., KITTEL, A., SPITTLE, M. 2023. Mental imagery training programs for developing sport-specific motor skills: a systematic review and meta-analysis. *Physical Education and Sport Pedagogy* [online]. 2023-07-04, 28(4), 444-465, [cit. 2024-01-25]. ISSN 1740-8989. Dostupné z: doi: 10.1080/17408989.2021.1991297.

LIU, K., LIU, T., SHIBATA, K., INOUE, Y., ZHENG, R. 2009. Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. *Journal of Biomechanics* [online]. 42(16), 2747-2752, [cit. 2024-04-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.008.

LOTZE, M., ZENTGRAF, K. 2010. Contribution of the primary motor cortex to motor imagery. *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery* [online]. Oxford University Press, 2010-01-14, 59(3), 31-46, [cit. 2023-12-06]. ISBN 9780199546251. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1093/acprof:oso/9780199546251.003.0003.

LZUMI, S., FINDLEY, T. W., IKAI, T., ANDREWS, J., DAUM, M., CHINO, N. 1995. Facilitatory effect of thinking about movement on motor-evoked potentials to transcranial magnetic stimulation of the brain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 74(3), 207-213, [cit. 2023-11-02]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi: 10.1097/00002060-199505000-00005.

MACUGA, K. L., FREY, S. H. 2012. Neural representations involved in observed, imagined, and imitated actions are dissociable and hierarchically organized. *NeuroImage* [online]. 59(3), 2798-2807, [cit. 2023-12-06]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.09.083.

MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., JACKSON, P. L., DUMAS, F., DOYON, J. 2003. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: A PET study. *Human Brain Mapping* [online]. 19(1), 47-62, [cit. 2023-11-09]. ISSN 1065-9471. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.10103.

MEISTER, I.G, KRINGS, T., FOLTYS, H., BOROOJERDI, B., MÜLLER, M., TÖPPER, R., THRON, A. 2004. Playing piano in the mind—an fMRI study on music imagery and performance in pianists. *Cognitive Brain Research* [online]. 19(3), 219-228, [cit. 2023-11-09]. ISSN 09266410. Dostupné z: doi: 10.1016/j.cogbrainres.2003.12.005.

- MERLETTI, R., MUCELI, S. 2019. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 49, 1-37 [cit. 2024-01-26]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jelekin.2019.102363.
- MERZENICH, M. M.; KAAS, J. H.; WALL, J.; NELSON, R. J.; SUR, M., FELLEMAN, D. 1983. Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkeys following restricted deafferentation. *Neuroscience* [online]. 8(1), 33-55, [cit. 2023-11-14]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/0306-4522(83)90024-6.
- MIDDLETON, A., FRITZ, S. L., LUSARDI, M. 2015. Walking Speed: The Functional Vital Sign. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 23(2), 314-322, [cit. 2024-01-04]. Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780444639165. ISSN 1063-8652. Dostupné z: doi: 10.1123/japa.2013-0236.
- MIRELMAN, A., SHEMA, S., MAIDAN, I., HAUSDORFF, J. M. 2018. Gait. *Balance, Gait, and Falls* [online]. 74(3), 119-134, [cit. 2024-01-04]. Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780444639165. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0.
- MORAN, A., O'SHEA, H. 2020. Motor Imagery Practice and Cognitive Processes. *Frontiers in Psychology* [online]. 2020-3-3, 11, [cit. 2024-01-25]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi: 10.3389/fpsyg.2020.00394.
- MORONE, G., GHANBARI GHOOSHCHY, S., PULCINI, C., et al. 2022. Motor Imagery and Sport Performance: A Systematic Review on the PETTLEP Model. *Applied Sciences* [online]. 12(19), 1-20, [cit. 2024-01-25]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi: 10.3390/app12199753.
- MULDER, T.; ZIJLSTRA, S.; ZIJLSTRA, W., HOCHSTENBACH, J. 2004. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research* [online]. 154(2), 211-217, [cit. 2023-11-15]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-003-1647-6.
- MULDER, T. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [online]. 114(10), 1265-1278, [cit. 2023-11-08]. ISSN 0300-9564. Dostupné z: doi: 10.1007/s00702-007-0763-z.
- MÜLLEROVÁ, B. 2021. *Efekt představy chůze aspektem povrchové elektromyografie*. Olomouc, diplomová práce (Mgr.). UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Fakulta zdravotnických věd

- NAITO, E., KOCHIYAMA, T., KITADA, R., NAKAMURA, S., MATSUMURA, M., YONEKURA, Y., SADATO, N. 2002. Internally Simulated Movement Sensations during Motor Imagery Activate Cortical Motor Areas and the Cerebellum. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2002-05-01, 22(9), 3683-3691, [cit. 2023-11-09]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.22-09-03683.2002.
- NAKAYAMA, Y., YAMAGATA, T., TANJI, J., HOSHI, E. 2008. Transformation of a Virtual Action Plan into a Motor Plan in the Premotor Cortex. *The Journal of Neuroscience* [online]. 28(41), 10287-10297, [cit. 2023-11-03]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.2372-08.2008.
- NELLES, G., JENTZEN, W., JUEPTNER, M., MÜLLER, S., DIENER, H. C. 2001. Arm Training Induced Brain Plasticity in Stroke Studied with Serial Positron Emission Tomography. *NeuroImage* [online]. 13(6), 1146-1154 [cit. 2023-11-14]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi: 10.1006/nimg.2001.0757.
- NOEL, R. C. 1980. The Effect of Visuo-motor Behavior Rehearsal on Tennis Performance. *Journal of Sport Psychology* [online]. 2(3), 221-226 [cit. 2023-11-15]. ISSN 0163-433X. Dostupné z: doi: 10.1123/jsp.2.3.221.
- Ó BREASAIL, M., BISWAS, B., SMITH, M. et al. 2021. Wearable GPS and Accelerometer Technologies for Monitoring Mobility and Physical Activity in Neurodegenerative Disorders. *Sensors* [online]. 21(24), 1-18, [cit. 2024-04-23]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s21248261.
- PAGE, S. J. 2000. Imagery Improves Upper Extremity Motor Function in Chronic Stroke Patients: A Pilot Study. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 20(3), 200-215, [cit. 2023-11-20]. ISSN 0276-1599. Dostupné z: doi: 10.1177/153944920002000304.
- PAGE, S. J., LEVINE, P., LEONARD, A. C. 2005. Effects of mental practice on affected limb use and function in chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 86(3), 399-402, [cit. 2023-11-20]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2004.10.002.
- PAPAGIANNIS, G. I., TRIANTAFYLLOU, A. I., ROUMPELAKIS, I. M., et al. 2019. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature [online]. 2019-01-02, 43(1), 59-65, [cit. 2024-01-26]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi: 10.1080/03091902.2019.1609610

- PARSONS, L. M. 2001. Integrating cognitive psychology, neurology and neuroimaging. *Acta Psychologica* [online]. 107(1-3), 155-181, [cit. 2023-11-09]. ISSN 00016918. Dostupné z: doi: 10.1016/S0001-6918(01)00023-3.
- PASCUAL-LEONE, A., NGUYET, D., COHEN, L. G., BRASIL-NETO, J. P., CAMMAROTA, A., HALLETT, M. 1995. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1995-09-01, 74(3), 1037-1045, [cit. 2024-01-04]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1995.74.3.1037.
- PFURTSCHELLER, G., LEEB, R., KEINRATH, C., FRIEDMAN, D., NEUPER, C., GUGER, C., SLATER, M. 2006. Walking from thought. *Brain Research* [online]. 1071, 145-152, [cit. 2023-11-20]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.brainres.2005.11.083.
- PFUSTERSCHMIED, J., STÖGGL, T., BUCHECKER, M., LINDINGER, S., WAGNER, H., 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. 2024-01-10]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jsams.2012.12.006.
- PFUSTERSCHMIED, J., BUCHECKER, M., KELLER, M., WAGNER, H., TAUBE, W., MÜLLER, E. 2013. Supervised slackline training improves postural stability: A Systematic Review. *European Journal of Sport Science* [online]. 13(1), 49-57, [cit. 2024-01-04]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi: 10.1080/17461391.2011.583991.
- PRASANTH, H., CABAN, M., KELLER, U., COURTINE, G., IJSPEERT, A., VALLERY, H., VON ZITZEWITZ, J. 2021. Wearable Sensor-Based Real-Time Gait Detection: A Systematic Review. *Sensors* [online]. 21(8), 1483-1491, [cit. 2024-01-04]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s21082727.
- RAINOLDI, A., MELCHIORRI, G., CARUSO, I. 2004. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 134(1), 37-43, [cit. 2024-04-19]. ISSN 01650270. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jneumeth.2003.10.014.
- RICHARDSON, A. 1969. Defining Mental Imagery. *Mental Imagery* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. 1-12, [cit. 2024-02-26]. ISBN 978-3-662-37109-1. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-662-37817-5\_1.

- RIZZOLATTI, G., SINIGAGLIA, C. 2010. The functional role of the parieto-frontal mirror circuit: interpretations and misinterpretations. *Nature Reviews Neuroscience* [online]. 11(4), 264-274, [cit. 2023-11-08]. ISSN 1471-003X. Dostupné z: doi: 10.1038/nrn2805.
- RODRIGUES, E.C., LEMOS, T., GOUVEA, B., VOLCHAN, E., IMBIRIBA, L. A., VARGAS, C. D. 2010. Kinesthetic motor imagery modulates body sway. *Neuroscience* [online]. 169(2), 743-750, [cit. 2024-04-19]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2010.04.081.
- RUBY, P., DECETY, J. 2001. Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency. *Nature Neuroscience* [online]. 4(5), 546-550, [cit. 2023-11-08]. ISSN 1097-6256. Dostupné z: doi: 10.1038/87510.
- RUFFINO, C., PAPAXANTHIS, C., LEBON, F. 2017. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience* [online]. 341(1), 61-78, [cit. 2024-01-03]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.023.
- SHADMEHR, R., SMITH, M. A., KRAKAUER. 2010. Error Correction, Sensory Prediction, and Adaptation in Motor Control: A Systematic Review of Clinical Evaluations. *Annual Review of Neuroscience* [online] 2010-06-01, 33(1), 89-108, [cit. 2024-01-03]. ISSN 0147-006X. Dostupné z: doi: 10.1146/annurev-neuro-060909-153135.
- SHERIDAN, P. L., SOLOMONT, J., KOWALL, N., HAUSDORFF, J. M. 2003. Influence of Executive Function on Locomotor Function: Divided Attention Increases Gait Variability in Alzheimer's Disease. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 51(11), 1633-1637, [cit. 2024-01-04]. ISSN 0002-8614. Dostupné z: doi: 10.1046/j.1532-5415.2003.51516.x.
- SINGH, R. E., IQBAL, K., ULLAH, S., ALAZZAWI, A., WHITE, G. 2019. Gait Phase Discrimination during Kinematically Constrained Walking on Slackline. *2019 IEEE 15th International Conference on Control and Automation (ICCA)* [online]. IEEE 782-787, [cit. 2024-01-10]. ISBN 978-1-7281-1164-3. Dostupné z: doi: 10.1109/ICCA.2019.8899952.
- SOLODKIN, A., HLUSTIK, P., CHEN, E. E., SMALL, S. L. 2004. Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral Cortex* [online]. 2004-11-01, 14(11), 1246-1255, [cit. 2023-12-06]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: doi: 10.1093/cercor/bhh086.
- SOUZA, N. de S.; MARTINS, A. C. G.; CANUTO, K. da S.; MACHADO, D.; TEIXEIRA, S. et al. 2015. Postural control modulation during motor imagery tasks: a systematic review. Online. *International Archives of Medicine* [online]. 8(43), 1-12, [cit. 2024-04-19]. ISSN 17557682. Dostupné z: doi: 10.3823/1642.

SRISUPORNKORNKOOL, K., SORNKAEW, K., CHATKANJANAKOOL, K. et al. 2020. Electromyography features during physical and imagined standing up in healthy young adults, Phitsanulok, Thailand. *Journal of Health Research* [online]. 2020-06-15, 35(1), 89-101, [cit. 2024-04-19]. ISSN 0857-4421. Dostupné z: doi: 10.1108/JHR-08-2019-0175.

STEGEMAN D.F. a HERMENS H. J., 1998. Standards for surface electromyography: the European project (SENIAM). In: HERMENS H. J., RAU G., DISSELHORST-KLUG C., et al. *Surface Electromyography Application Areas and Parameters. Proceedings of the Third General SENIAM Workshop on Surface Electromyography*. Aachen [online]. s. 108–112, [cit. 2023-02-23]. Dostupné z: <http://www.seniam.org>.

STINEAR, C. M., BYBLOW, W. D., STEYVERS, M., LEVIN, O., SWINNEN, S. P. 2006. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research* [online]. 168(1-2), 157-164, [cit. 2023-11-08]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-005-0078-y.

STIPPICH, C., OCHMANN, H., SARTOR, K. 2002. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. *Neuroscience Letters* [online]. 331(1), 50-54, [cit. 2023-11-08]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi: 10.1016/S0304-3940(02)00826-1.

SUCHÁNKOVÁ, T. 2016. *Představa chůze v obraze povrchové elektromyografie*. Olomouc, diplomová práce (Mgr.). UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Fakulta zdravotnických věd

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. 2024-01-04]. ISSN 0885-3185. Dostupné z: doi: 10.1002/mds.25669.

TAKEDA, R., TADANO, S., TODOH, M., MORIKAWA, M., NAKAYASU, M., YOSHINARI, S. 2009. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics* [online]. 42(3), 223-233, [cit. 2024-04-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.027.

TAUBE, W., LEUKEL, C., GOLLHOFER, A. 2008. Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance: A Systematic Review. *Experimental Brain Research* [online]. 188(3), 353-361, [cit. 2024-01-04]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-008-1370-4.

TOMSA, M. 2016. *Představa rytmické chůze v obraze povrchové elektromyografie*. Olomouc, diplomová práce (Mgr.). UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Fakulta zdravotnických věd

VANDELL, R. A.; DAVIS, R. A., CLUGSTON, H. A. 1943. The Function of Mental Practice in the Acquisition of Motor Skills. *The Journal of General Psychology* [online]. 29(2), 243-250, [cit. 2023-11-15]. ISSN 0022-1309. Dostupné z: doi: 10.1080/00221309.1943.10544442.

VAN DER MEULEN, M., ALLALI, G., RIEGER, S. W., F., ASSAL, F., VUILLEUMIER, P. 2014. The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping* [online]. 35(2), 455-470, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1065-9471. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.22192.

VOURVOPOULOS, A., JORGE, C., ABREU, R., FIGUEIREDO, P., FERNANDES, J-C, BERMÚDEZ I BADIA, S. 2019. Efficacy and Brain Imaging Correlates of an Immersive Motor Imagery BCI-Driven VR System for Upper Limb Motor Rehabilitation: A Clinical Case Report. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2019-7-11, 1-17, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2019.00244.

WOLPERT, D. M., FLANAGAN, J. R. 2001. Motor prediction. *Current Biology* [online]. 11(18), R729-R732, [cit. 2024-01-04]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi: 10.1016/S0960-9822(01)00432-8.

YANG, C-C., HSU, Y-L. 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors* [online]. 10(8), 7772-7788, [cit. 2024-04-22]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s100807772.

YUE, G., COLE, K.J. 1992. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neurophysiology* [online]. 67(5), 1114-1123, [cit. 2023-11-15]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1992.67.5.1114.

ZEHR, J. D., TENNANT, L. M., BUCHMAN-PEARLE J. M., CALLAGHAN, J. P. 2021. Reconstructing an accelerometer-based pelvis segment for three-dimensional kinematic analyses during laboratory simulated tasks with obstructed line-of-sight. *Journal of Biomechanics* [online]. 123, 1-7, [cit. 2024-04-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110512.

## SEZNAM ZKRATEK

CNS	centrální nervová soustava
COG	center of gravity (vertikální projekce těžiště těla do podložky)
COP	center of pressure (působení reakce podložky proti tíze těla)
CPG	central pattern generators (centrální generátory lokomoce)
č.	číslo
dx.	dextra (pravý)
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
fMRI	funkční magnetická rezonance
GM	gastrocnemius medialis
GL	gastrocnemius lateralis
IMU	inertial measurement unit (inerciální měřicí jednotka)
M1	primární motorická kůra
m.	musculus
MEG	magnetoencefalografie
PET	pozitronová emisní tomografie
PMC	premotorická kůra
pre-SMA	předdoplňková motorická oblast
sEMG	povrchová elektromyografie
sin.	sinistra (levý)
SMA	doplňková motorická oblast
TA	tibialis anterior
TMS	transkraniální magnetická stimulace



## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Typické evokované odpovědi ve frontální rovině mozku pro (A) kinestetickou a (B) vizuální imaginaci (Chholak et al., 2019, s. 7) .....	21
<b>Obrázek 2</b> Reprezentativní příklady výstupních map kortikálních oblastí pro flexorové a extenzorové svaly prstů horních končetin (Pascual-Leone et al., 1995, s. 1041) .....	38
<b>Obrázek 3</b> Surový EMG signál z m. vastus medialis (Chowdhury et al., 2013, s. 12443) .....	40
<b>Obrázek 4</b> Uložení senzorů (A – pro m. TA; B – pro m. GM, C – pro os sacrum; Zdroj: vlastní) .....	47
<b>Obrázek 5</b> Klidová situace (Zdroj: vlastní) .....	47
<b>Obrázek 6</b> Chůze po slackline (Zdroj: vlastní) .....	48
<b>Obrázek 7</b> Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů prvního měření .....	56
<b>Obrázek 8</b> Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů druhého měření .....	56
<b>Obrázek 9</b> Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z prvního měření .....	58
<b>Obrázek 10</b> Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z druhého měření .....	58
<b>Obrázek 11</b> Průměrné EMG hodnoty vybraných svalů trénovaných a netrénovaných probandů. 59	
<b>Obrázek 12</b> Průměrné akcelerometrické hodnoty os x, y a z trénovaných a netrénovaných probandů .....	61
<b>Obrázek 13</b> Osy akcelerometrického senzoru (upraveno dle Delsys Incorporated, 2021, s. 24) 70	

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika probandů.....	50
<b>Tabulka 2</b> Průměrné skóre probandů z dotazníku MIQ-R .....	50
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika EMG hodnot prvního měření ve voltech.....	51
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika EMG hodnot druhého měření ve voltech .....	51
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika akcelerometrických dat pro osy x, y a z prvního měření v jednotkách g .....	52
<b>Tabulka 6</b> Popisná statistika akcelerometrických dat pro osy x, y a z druhého měření v jednotkách g .....	52
<b>Tabulka 7</b> Popisná statistika EMG a akcelerometrických hodnot trénovaných probandů ve voltech (pro EMG data) a v jednotkách g (pro osy x, y a z).....	53
<b>Tabulka 8</b> Popisná statistika EMG a akcelerometrických hodnot netrénovaných probandů ve voltech (pro EMG data) a v jednotkách g (pro osy x, y a z).....	54
<b>Tabulka 9</b> Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem testovaných svalů prvního měření .....	55
<b>Tabulka 10</b> Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem testovaných svalů druhého měření .....	55
<b>Tabulka 11</b> Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem jednotlivých os akcelerometrických dat prvního měření .....	57
<b>Tabulka 12</b> Vyjádření p-hodnot Wilcoxonovým post hoc testem jednotlivých os akcelerometrických dat druhého měření.....	57
<b>Tabulka 13</b> Vyjádření p-hodnot Mann-Whitneyůvovým U testem jednotlivých os akcelerometrických dat u trénovaných a netrénovaných probandů .....	60

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Souhlas etické komise (Zdroj: vlastní).....	108
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas (Zdroj: vlastní).....	109
<b>Příloha 3</b> Dotazník MIQ-R (přeloženo dle Hall a Martin, 1997, s. 1-5) .....	111

# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Souhlas etické komise (Zdroj: vlastní)



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL - 51387/FZV-2023

Vážená paní  
Bc. Adéla Balejová

2023-02-20

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 „**Imaginace náročnější variace chůze v obraze povrchové elektromyografie**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

## Příloha 2 Informovaný souhlas (Zdroj: vlastní)



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ...

### **Informovaný souhlas**

Pro diplomovou práci: Imaginace náročnější variace chůze v obraze povrchové elektromyografie

Období realizace: 2/2023–5/2024

Řešitelé výzkumu k diplomové práci: Bc. Adéla Balejová, Mgr. Hana Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zmapovat vliv imaginace (představy) chůze po čáře a chůze po slackline na svalovou aktivitu dolních končetin. Šetření probíhá z detekce svalové aktivity kosterních svalů dolních končetin pomocí elektromyografických senzorů nalepených hypoalergenním lepícím štítkem na pokožce. Kožní kryt musí být před samotným měřením oholen a poté důkladně očištěn alkoholovou dezinfekcí. Svalová aktivita je snímána v následujícím pořadí: klid, představa chůze, realizace chůze a představa chůze po reálném provedení pohybu. Vše probíhá nejprve pro chůzi po čáře a poté pro chůzi na slackline. Měření se samotnou přípravou nebude delší než 45 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplynou 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, 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.

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

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

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

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

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

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

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

**Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R)**

Craig R Hall a Kathleen A. Martin, 1997

**Hodnoticí škály**

Visuální škála představy

1	2	3	4	5	6	7
Velmi těžko představitelná	Těžko představitelná	Poněkud těžko představitelná	Neutrální (ani lehké, ani těžké)	Poněkud lehce představitelná	Lehce představitelná	Velmi lehce představitelná

Kinestetická škála představy

1	2	3	4	5	6	7
Velmi těžko cítit	Těžko cítit	Poněkud těžko cítit	Neutrální (ani lehké, ani těžké)	Poněkud lehce cítit	Lehce cítit	Velmi lehce cítit

1. **VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se tak, abyste měli nohy u sebe a ruce podél těla.

**POHYB:** Zvedněte pravé koleno co nejvýše tak, abyste stáli na levé noze a pravou nohu měli ohnutou v koleni. Nyní spusťte pravou nohu tak, abyste opět stáli na obou nohách. Tyto úkony provádějte pomalu.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se cítit, že právě prováděný pohyb provádíte, aniž byste ho skutečně dělali. Nyní ohodnoťte lehkost/obtížnost, s jakou jste byli schopni provést tento mentální úkol.

**Hodnocení kinestetické škály představy:** \_\_\_\_\_

2. **VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se s nohama mírně od sebe a s rukama podél těla.

**POHYB:** Sehněte se, a pak vyskočte rovně do vzduchu co nejvýše s oběma rukama nataženýma nad hlavou. Dopadněte s nohama od sebe a ruce spusťte k bokům.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se co nejjasněji a nejživěji si představit, jak provádíte právě provedený pohyb. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkon provést.

**Hodnocení visuální škály představy:** \_\_\_\_\_

3. **VÝCHOZÍ POZICE:** Natáhněte paži své nedominantní ruky rovně do strany tak, aby byla rovnoběžná se zemí, dlaní dolů.

**POHYB:** Posuňte paži dopředu, dokud nebude přímo před tělem (stále rovnoběžně se zemí). Během pohybu nechte paži nataženou a pohyb provádějte pomalu.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se cítit, že právě prováděný pohyb provádíte, aniž byste ho skutečně dělali. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkol provést.

**Hodnocení kinestetické škály představy:** \_\_\_\_\_



**4. VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se s nohama mírně od sebe a s rukama plně nataženýma nad hlavou.

**POHYB:** Pomalu se předkloňte a zkuste se dotknout špičkami prstů svých prstů u nohou (nebo pokud je to možné, dotkněte se konečky prstů nebo rukama podlahy). Nyní se vraťte do výchozí polohy a postavte se vzpřímeně s nataženýma rukama nad hlavou.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se co nejjasněji a nejživěji si představit, jak provádíte právě provedený pohyb. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento úkon provést. mentální úkol.

**Hodnocení visuální škály představy:** \_\_\_\_\_

**5. VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se s nohama mírně od sebe a s rukama podél těla.

**POHYB:** Sehněte se, a pak vyskočte rovně do vzduchu co nejvýše s oběma rukama nataženýma nad hlavou. Dopadněte s nohama od sebe a ruce spusťte k bokům.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se cítit, že právě prováděný pohyb provádíte, aniž byste ho skutečně dělali. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkol provést.

**Hodnocení kinestetické škály představy:** \_\_\_\_\_

**6. VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se tak, abyste měli nohy u sebe a ruce podél těla.

**POHYB:** Zvedněte pravé koleno co nejvýše, abyste stáli na dvou nohách. Tyto úkony provádějte pomalu.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se co nejjasněji a nejživěji si představit, jak provádíte právě provedený pohyb. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkon provést.

**Hodnocení visuální škály představy:** \_\_\_\_\_

**7. VÝCHOZÍ POZICE:** Postavte se s nohama mírně od sebe a s rukama plně nataženýma nad hlavou.

**POHYB:** Pomalu se předkloňte a zkuste se dotknout špičkami prstů svých prstů u nohou (nebo pokud je to možné, dotkněte se konečky prstů nebo rukama podlahy). Nyní se vraťte do výchozí polohy a postavte se vzpřímeně s nataženýma rukama nad hlavou.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se cítit, že právě prováděný pohyb provádíte, aniž byste ho skutečně dělali. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkol provést.

**Hodnocení kinestetické škály představy:** \_\_\_\_\_

**8. VÝCHOZÍ POZICE:** Natáhněte paži své nedominantní ruky rovně do strany tak, aby byla rovnoběžná se zemí, dlaní dolů.

**POHYB:** Posuňte paži dopředu, dokud nebude přímo před tělem (stále rovnoběžně se zemí). Během pohybu nechte paži nataženou a pohyb provádějte pomalu.

**MENTÁLNÍ ÚKOL:** Zaujměte výchozí pozici. Snažte se co nejjasněji a nejživěji si představit, jak provádíte právě provedený pohyb. Nyní ohodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byli schopni tento mentální úkon provést.

**Hodnocení vizuální škály představy:** \_\_\_\_\_