

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Klára Chadimová

**Vliv observace chůze na svalovou aktivitu dolních končetin**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Hana Haltmar

Olomouc 2024

## **Anotace**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vliv observace chůze na svalovou aktivitu dolních končetin

**Název práce v AJ:** The effect of action observation on lower limbs muscle activity

**Datum zadání:** 31. 1. 2022

**Datum odevzdání:** 17. 5. 2024

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

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Klára Chadimová

**Vedoucí práce:** Mgr. Hana Haltmar

**Oponent práce:** Mgr. Romana Holaňová

### **Abstrakt v ČJ:**

Terapie prostřednictvím observace pohybu je v posledních dekáдах stále častěji využívána jako doplněk klasické rehabilitace u pacientů s různorodými diagnózami. Díky poznatkům moderní neurovědy lze efekt observace pohybu sledovat nejen jako klinický progres pacienta, ale také jako změněnou aktivitu jednotlivých oblastí CNS, které mohou mít vliv na svalovou aktivitu. Cílem této diplomové práce bylo zaznamenat změny svalové aktivity a posturální výchylky zdravých jedinců během observace chůze po slackline. Zároveň byl zkoumán vliv tréninku observace na již zmíněné parametry. Měření bylo provedeno pomocí povrchové EMG a akcelerometrie. Tohoto randomizovaného výzkumu se zúčastnilo 20 jedinců v průměrném věku 24,3 ( $\pm 1,56$ ) let, konkrétně šlo o 5 mužů a 15 žen. Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin (experimentální a kontrolní). Všichni jedinci podstoupili dvě měření v rozestupu minimálně 14 dní. Experimentální skupina se mezi měřeními věnovala každodennímu domácímu dvouminutovému tréninku observace chůze po slackline. Kontrolní skupina byla ponechána bez intervence. Zvýšení svalové aktivity bylo pozorováno u svalu m. biceps femoris na dominantní končetině během observace chůze po slackline v porovnání s klidovou fází u experimentální skupiny. V jiných případech nebyly patrné žádné signifikantní rozdíly mezi jednotlivými fázemi měření, a to u žádné skupiny.

Rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou byl zaznamenán během druhého měření v případě posturálních výchylek v antero-posteriorním směru. Tyto rozdíly mezi oběma skupinami byly detekovány jak v klidové fázi, tak během observace pohybu. V ostatních případech měření nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly.

**Abstrakt v AJ:**

Action observation therapy has been increasingly used in recent decades as a supplement to conventional rehabilitation for patients with variety of diagnoses. Thanks to the findings of modern neuroscience, the effect of action observation can be seen not only as clinical progress of the patient, but also as altered activity of individual central neural system regions that may influence muscle activity. The aim of this thesis was to record the changes in muscle activity and postural sway of healthy young people during action observation of slacklining. The effect of observation training on the parameters was investigated at the same time. Surface EMG and akcelerometry were used for measuring. Twenty individuals with a mean age of 24, 3 ( $\pm 1.56$ ) years participated in this randomized research. Five males and 15 females (one proband was excluded from the research due to the impossibility of applying electrodes). The probands were randomly divided into two groups. All subjects underwent two measurements at least 14 days apart. Between measurements, the experimental group engaged in daily home practice of two minutes of action observation of slacklining. The control group was without intervention. An increase in muscle activity was observed in the m. biceps femoris muscle of the dominant limb during action observation of slacklining compared to the resting phase in the experimental group. In other cases, no significant differences between the measurement phases were evident in either group.

A difference between the control group and experimental group was noted during the second measurement in the case of postural sway in the antero-posterior direction on the Z-axis. These differences were detected both in the resting phase and during the action observation phases. No significant differences were observed in the other measurements.

**Klíčová slova v ČJ:** observace pohybu, chůze, slackline, aktivita svalů při chůzi, rehabilitace chůze, neuroplasticita

**Klíčová slova v AJ:** action observation, gait, slacklin, muscle activity during gait, gait rehabilitation, neuroplasticity

**Rozsah:** 95 stran

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

V Olomouci dne 17. 5. 2024

.....

Ráda bych touto cestou poděkovala paní Mgr. Haně Haltmar za její odborné vedení při tvorbě této práce, rady, věnovaný čas a dobrou spolupráci. Dále mé poděkování patří panu RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se zpracováním statistických dat.

# Obsah

Úvod.....	9
1 Observace .....	13
1.1 Neurofyziologická podstata a přínos observace.....	14
1.2 Perspektiva.....	14
1.2.1 Perspektiva z pozice první osoby .....	15
1.2.2 Perspektiva z pozice třetí osoby .....	15
1.3 Observace vs. imaginace .....	15
2 Neuroplasticita.....	17
2.1 Historie neuroplasticity .....	17
2.2 Vlastnosti a potenciál neuroplasticity.....	18
2.2.1 Strukturální a funkční neuroplasticita.....	19
2.2.2 Synaptická plasticita .....	19
2.3 Zrcadlové neurony.....	20
2.4 Motorické učení .....	22
2.4.1 Oblasti CNS v procesu MU .....	23
2.4.2 Faktory ovlivňující MU .....	24
2.4.3 Imitace .....	26
2.4.4 Virtuální realita.....	26
3 Chůze.....	28
3.1 Biomechanika chůze.....	29
3.1.1 Krokový cyklus .....	29
3.2 Aktivita svalů dolních končetin při chůzi.....	31
3.3 Stabilita při chůzi a stojí .....	32
3.4 Hodnocení chůze .....	33
3.4.1 Chůze z pohledu EMG.....	33
3.5 Chůze po slackline .....	34

4. Cíle a hypotézy .....	36
4.1 Cíl práce.....	36
4.2 Hypotézy.....	36
5 Metodika měření .....	37
5.1 Výzkumný soubor .....	37
5.1.1 Experimentální skupina .....	37
5.1.2 Kontrolní skupina .....	37
5.2 Příprava měření .....	37
5.3 Průběh měření .....	38
5.3.1 Klidová fáze (K).....	38
5.3.2 Observace chůze po slackline (PŘ1) .....	39
5.3.3 Observace chůze po slackline 2 (PŘ2) .....	39
5.4 Sběr a zpracování dat .....	39
6 Výsledky.....	41
6.1 Vyjádření k hypotézám.....	51
7 Diskuse .....	53
7.1 Observace .....	53
7.2 Posturální změny během observace .....	54
7.3 Observace pohybu u lidí bez zdravotního deficitu.....	56
7.3.1 Observace pohybu ve sportu .....	57
7.3.2 Observace pohybu v hudební oblasti.....	59
7.4 Přínos observace do RHB praxe .....	59
7.4.1 Observace pohybu u pacientů po CMP .....	59
7.4.2 Observace pohybu u pacientů s DMO .....	61
7.4.3 Observace pohybu u pacientů s roztroušenou sklerózou .....	63
7.4.4 Observace pohybu u pacientů s Parkinsonovou chorobou .....	64
7.4.5 Observace pohybu u pacientů s muskuloskeletální diagnózou .....	65

7.5 Limity výzkumu .....	67
Závěr .....	69
Referenční seznam .....	71
Seznam zkratek .....	86
Seznam obrázků .....	88
Seznam tabulek .....	89
Přílohy .....	90



## Úvod

Jedním ze základních projevů života je pohyb. Mezi nejpřirozenější volní pohyby člověka se řadí chůze. Ovšem vlivem úrazů, onemocnění a dalších patologických jevů může být tato dovednost narušena. V těchto případech je velmi žádoucí časné obnovení schopnosti chůze, pokud možno v co nejlepší kvalitě. K tomu lze využít řady prostředků a metod zahrnujících rozličné rehabilitační postupy nebo nejmodernější robotická zařízení.

Jedním z možných způsobů přispívajících k reedukaci a znovuoobnovení lokomočních funkcí jedince jsou techniky využívající observace pohybu. Toto tvrzení se opírá o experimenty, při kterých došlo k detekci elektrických impulzů ve svalech při pouhém pozorování pohybu. Tyto impulzy byly zaznamenány ve svalech, které jsou běžně aktivní při reálné exekuci daného pohybu. Zároveň podle studií dochází během observace pohybu k aktivaci obdobných motorických center v mozkové kůře jako při skutečné realizaci pohybu.

Zdá se, že by metoda observace pohybu mohla být v rámci reedukace chůze významným podpůrným prvkem, nehledě na její finanční a materiální nenáročnost a absenci rizik. Je však zapotřebí rozvážné indikace této metody u jednotlivých pacientů, neboť tato metoda nemusí být pro každého pacienta vhodnou a efektivní volbou.

Cílem této práce bylo zjistit a experimentálně podložit, zda-li dochází u zdravých mladých jedinců během observace chůze po slackline k signifikantní aktivitě ve svalech dolních končetin (konkrétně svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris) a změnám posturálních výchylek. Předmětem zkoumání byl i vliv tréninku observace chůze po slackline na posturální výchylky a svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris.

Teoretická část práce byla věnována tématu observace pohybu a dalším možným způsobům motorického učení využívajících vizuálních stimulů k ovlivnění motorického systému. Byl zde přiblížen neurofyziologický pohled na observaci pohybu včetně základních podtypů odvíjejících se od perspektivy pozorujícího, fenomén neuroplasticity a zrcadlových neuronů. Prostor byl věnován i problematice chůze a její modifikované variantě v podobě chůze po slackline. V této práci byla zmíněna také biomechanika chůze, fyziologická svalová aktivita jednotlivých svalů dolních končetin během chůze a způsob jejího hodnocení pomocí elektromyografie. Dalším tématem byla modifikace chůze v podobě chůze po slackline a problematika stability, která souvisí s posturálními výchylkami těžiště těla.

V praktické části diplomové práce bylo k měření využito povrchové elektromyografie. Předmětem zkoumání byly svaly m. biceps femoris, m. rectus femoris zdravých mladých jedinců ve věku 20-30 let. Vedle svalové aktivity byly brány v potaz také posturální výchylky

měřené pomocí akcelerometru v oblasti sacra. Experiment se snažil mimo jiné objasnit, jaký vliv má trénink observace chůze po slackline na zmíněné parametry.

V rámci práce bylo použito 23 knih a bylo vyhledáno 98 článků a studií publikovaných od roku 1993 do roku 2023 v následujících databázích: Google Scholar, PubMed, EBSCO, Medline a SpringerLink. Odborné články a studie byly vyhledány pomocí klíčových slov observace pohybu, chůze, slackline, aktivita svalů při chůzi, rehabilitace chůze a jejich anglických ekvivalentů action observation, gait, slacklin, muscle activity during gait, gait rehabilitation.

V rámci této diplomové práce bylo čerpáno z následujících publikací:

ASHBURN, H. 2013. *How to slackline! A Comprehensive Guid to Rigging and Walking Techniques for Tricklines, Longlines, and Highlines*. Rowman & Littlefield. ISBN: 0762795956.

BONNEFOY-MAZURE, A., ARMAND, S. 1993. Normal Gait. In: DORMANS, J. P. 1993. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy*. Nova Science Publishers. ISBN: 978-1-63483-318-9.

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B. 2010. *Neurological rehabilitation: optimising motor performance*. Paperbackshop Uk Import. Second Edition. ISBN: 978-0-7020-4051-1.

COCHRAN, G. B. 1982. *A Primer of Orthopaedic Biomechanics*. Churchill Livingstone. ISBN: 978-0443080272.

COSTANDI, M. 2016. *Neuroplasticity*. MIT Press. ISBN 9780262529334.

DARWIN, C. R. 1871. *The descent of man, and selection in relation to sex*. London: John Murray. 1. vydání

GAGE, J. R. 2004. *The treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press: distributed by Cambridge University Press; XIV. ISBN: 1898683379.

HODGES, N. J., *Skill acquisition in sport*. London, Routledge, 2004, s. 207-228. ISBN: 0-415-27075-8.

HUDÁK, R., KACHLÍK, D. 2017. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton. ISBN: 978-80-7553-420-0.

HUŠKOVÁ, V., PŘÍHODA, A. 2022. Motorické učení. In NAVRÁTIL, L. a kolektiv. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-657-1.

LARRY, R. S. et al. 2009. *Encyklopedia of Neuroscience*. Academic Press, San Diego, USA. ISBN: 978-0-08-045046-9. Dostupné z: doi: 10.1097/01.wmn.0000209875.56060.06.

MARTIN, C. R., PREEDY, V. R. 2020. *Genetics, Neurology, Behavior, and Diet in Dementia*. The Neuroscience of Dementia. Academic Press. ISBN: 978-0-12-815868-5.

MASTERS, R. S. W., MAXWELL, J. P. 2004. Implicit motor learning, reinvestment and movement disruption: what you don't know won't hurt you? In: WILLIAMS, A. M. T. *Skill Acquisition in Sport*. Routledge (Taylor and Francis). E-book ISBN: 9780203133712.

MORAN, A., CAMPBELL, M., HOLMES, P., MACINTYRE, T. 2012. Mental imagery, action observation, and skill learning In: HODGES, N. J., WILLIAMS, A. M. T. *Skill Acquisition in Sport*. Routledge (Taylor and Francis). E-book ISBN: 9780203133712.

NAVRÁTIL, L., PŘÍHODA, A., a kolektiv. 2022. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.

NEDĚLKA, T., KNOBLOCH, K., KATOLICKÝ, J. 2022. Neuroplasticita In: NAVRÁTIL, L., PŘÍHODA, A., a kolektiv. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.

PATTON, K. T., THIBODEAU, G. A. 2019. *Anatomy and Physiology*. Adapted International Edition. Mosby. ISBN: 978-0-7020-7860-6.

SCHMIDT, R. A., LEE, T. D. 2011. *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. Champaign, IL, Human Kinetics. ISBN: 0-7360-7961-0.

SINGH, R. E., IQBAL, K., WHITE, G., HOLZ, J. K. 2019. A Review of EMG Techniques for Detection of Gait Disorders. In: ACAVES-FERNÁNDEZ, M. A. *Artificial Intelligence -*

*Applications in Medicine and Biology* [online]. s. 1-140 [cit. 2024-1-09]. ISBN: 978-1-78984-605-8. Dostupné z: doi: 0.5772/intechopen.77536.

TAUBE, W., GOLLHOFER, A. 2010. Control and training of posture and balance. In KOMI, P. V. Neuromuscular aspects of sport performance. ISBN:9781444324822. Dostupné z: doi: 10.1002/9781444324822.

VAUGHAN, L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 1992. *Dynamics of Human Gait*. Second edition. Mills Litho, South Africa. ISBN: 0-620-23558-6.

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

# 1 Observace

Anglický termín „action observation“, do českého jazyka překládaný jako observace, popisuje děj, při kterém jedinec pozoruje určitou činnost (Sale, Ceravolo a Franceschini, 2014, s. 1).

Pozoruje-li jedinec činnosti prováděné jinými lidmi, dochází u něho k aktivaci shodných nervových struktur, které jsou zodpovědné za skutečné provádění daných činností (Buccino, 2014, s. 1; Vignemont a Haggard, 2008, s. 421; Massen a Wolfgang, 2007, s. 1118).

Oblasti CNS vybavené mechanismem, který porovnává vizuální vjemy a jejich reálnou exekuci, jsou označovány jako systém zrcadlových neuronů (Buccino, 2014, s. 1). Tyto neurony se aktivují jak během pozorování pohybu, tak při aktivním vykonávání pohybu (Gallese et al, 1996, s. 600; Lepage a Théoret, 2006, s. 2505). Tomuto tématu je blíže věnovaná kapitola „Zrcadlové neurony“ na straně 20-21.

Observace je tedy děj, který je běžnou součástí každodenního života. Ke sledování vlastních pohybů za účelem jejich koordinace dochází téměř neustále. Observaci přirozeně využíváme například proto, abychom dokázali cíleně manipulovat s předměty, například s nápojem v kelímku, aniž by došlo k rozlítí jeho obsahu. Nicméně ještě častěji pozorujeme pohybové chování druhých lidí (Héту et al. 2011, s. 1). I během observace pohybu druhých lidí dochází k aktivaci obdobných kortikálních oblastí a neurálních okruhů pozorujícího jedince jako při skutečné expresi pohybu (Buccino et al., 2001, s. 400-401).

Observace tak zaujímá významnou roli v procesu motorického učení (MU). Toho lze využít jak v rámci rehabilitace, tak i u lidí bez zdravotního deficitu, např. v rámci tréninku či každodenního života (Mattar a Gribble, 2005, s. 157).

Jedna z teorií observace pohybu předpokládá, že klíčem k předvídání a k porozumění jednání druhých lidí nám slouží náš vlastní motorický systém. Na základě této teorie bychom měli být schopni lépe předvídat a interpretovat akce, které se vyskytují v našem vlastním motorickém repertoáru, oproti těm, které pro nás nejsou známé (Amoruso et al., 2014, s. 366).

Řada běžných činností každodenního života vyžaduje určitou míru spolupráce s druhou osobou (např. společné přenášení věcí nebo přidržení hrnku tak, aby si do něj mohla druhá osoba nalít nápoj). Tyto společné činnosti vyžadují nejen vzájemnou koordinaci na úrovni motorického řízení (Burstedt, Edin a Johansson, 1997, s. 67-69), ale také začlenění činností druhých lidí do našeho vlastního plánování motorických akcí. K tomu je zapotřebí nejprve rozpoznat jednání druhých.

## **1.1 Neurofyziologická podstata a přínos observace**

V neurofyziologii je dnes již dobře známé, že observace činností prováděných jinými lidmi aktivuje u pozorujícího jedince tytéž nervové struktury, které jsou zodpovědné za skutečné provádění těchto činností (Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 171; Massen a Wolfgang, 2007, s. 1118).

Z toho plyne, že proces observace je možné zaznamenat na úrovni centrální nervové soustavy (CNS). Ovšem efekt observace se projevuje také na periférii, kde jsou změny spojené s pozorováním pohybu zjevné například u dechových parametrů, zejména u frekvence dechu (Mulder, deVries a Zijlstra, 2005, s. 348).

Observace je efektivní nástroj v procesu motorického učení nebo zdokonalování určité pohybové dovednosti (Buccino, 2014, s. 2). Zjištění, že jsou zrcadlové neurony zapojené v procesu motorického učení (Halsband a Lange, 2006, s. 414), dalo vznik novému rehabilitačnímu přístupu označovanému jako observace (Sarasso et al., 2015, s. 1). V anglické literatuře se lze v této souvislosti setkat se zkratkou „AOT“, která je označením pro Action Observation Training/Treatment/Therapy (Buccino, 2014; Gage, 2004; Kim a Lee, 2013; Sale, Ceravolo a Franceschini, 2014; Sarasso et al., 2015; Taube a Gollhofer, 2010).

Princip AOT spočívá v tom, že je pacient požádán, aby pozorně sledoval činnosti prezentované prostřednictvím videa či jiné osoby, a poté se je snažil napodobit (Sarasso et al., 2015, s. 2).

Účelem začlenění AOT do rehabilitace osob s poškozením CNS je nabídnout nástroj k obnovení poškozených neurálních sítí (Mulder, 2007, s. 1271). Navzdory vzniklým poškozením lze AOT využít k obnově motorických funkcí, a to jako možnou alternativu či doplněk klasické fyzioterapie (Garrison, Winstein a Aziz-Zadeh, 2010, s. 404; Song et al., 2011, s. 15).

Přímý přenos sensorických informací do motorického formátu hraje podstatnou roli v řadě kognitivních funkcí, ať už jde o pochopení pohybového chování druhých, jejich záměrů, vnímání emocí druhých lidí, napodobování, verbální dovednosti (Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 177) či motorické učení (Moran et al., 2012, s. 104).

## **1.2 Perspektiva**

Pohyb je možné pozorovat z více perspektiv. Mezi dva základní typy se řadí perspektiva z první a ze třetí osoby. Během studií bylo zjištěno, že každý typ observace má za následek jinou míru aktivace v CNS (Héту et al., 2011, s. 1).

### **1.2.1 Perspektiva z pozice první osoby**

Perspektiva z pozice první osoby, někdy označovaná jako „egocentrická“, nabízí jedinci pohled shodný s jeho vlastním zorným polem při provádění daného pohybu (Guillot et al., 2009, s. 2158; Héту et al., 2011, s. 2). Autoři Guillot et al. (2009, s. 2158) to připodobňují k situaci, jako by jedinec pozoroval pohyb zaznamenaný z kamery připevněné na čele. Tato perspektiva tak v jedinci, který pozoruje daný pohyb, budí iluzi, jako by daný pohyb skutečně vykonával (Mulder, 2007, s. 1268).

Autoři Héту et al. (2011, s. 8) zjistili, že během observace z pozice první osoby dochází k aktivaci převážně levé hemisféry. Naproti tomu observace z pozice třetí osoby vyvolávala aktivitu zejména v pravé hemisféře.

### **1.2.2 Perspektiva z pozice třetí osoby**

Perspektiva z pozice třetí osoby nabízí pohled na vykonávaný pohyb z jisté vzdálenosti (Mulder, 2007, s. 1268). Lze se také setkat s označením „alocentrická“ perspektiva (Héту et al., 2011, s. 2).

Tento pohled lze přirovnat k pohledu diváka, který sedí na tribuně a pozoruje dění na hřišti (Mizuguchi et al., 2012, s. 103). Autoři Héту et al. (2011, s. 2) nabízí přirovnání perspektivy třetí osoby k situaci, kdy sledujeme jinou osobu naproti nám nebo naše vlastní pohyby odražené v zrcadle.

## **1.3 Observace vs. imaginace**

Proces observace pohybu má velmi blízko k ději označovanému jako představa pohybu, tzv. imaginace.

Jedna z definic hovoří o imaginaci jako o kognitivním projevu pohybu, ovšem bez jeho reálného provedení (Guillot a Collet, 2005; s. 388; Solodkin et al., 2004, s. 1246). Jde o myšlenkový proces, kdy si jedinec představuje, jak provádí určitý pohyb. V reálu je ale v klidu, k pohybu nedochází, dokonce ani není vizuálně zjevná kontrakce příslušných svalů (Mulder, 2007, s. 1267).

Zmíněné kognitivní procesy jsou automaticky tvořeny díky senzoričným a percepčním informacím, které jedinec přijímá (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 943). Představované obrazy vznikají na základě v mysli uložených zážitků a zkušeností, kterými si jedinec v minulosti

prošel. Tento prožitek může být jak vizuálního, tak ale také akustického, čichového, chuťového, kinestetického, nebo taktilního charakteru (Annett, 1994, s. 1395).

Imaginace jinými slovy představuje vědomou aktivaci kortikálních oblastí, které odpovídají za iniciaci a exekuci daného pohybu a současně za záměrnou inhibici pohybového projevu (Lotze a Cohen, 2006, s. 135). V tom se imaginace velmi podobá dříve zmíněné observaci pohybu.

K větší efektivitě motorického učení nebo účinnější rehabilitaci je možné kromě fyzického tréninku využít i těchto technik. Imaginace a observace pohybu jsou běžně považovány za dvě odlišné metody. Experimenty dokazují, že v motorickém systému mohou oba postupy vyvolat obdobnou aktivitu (Eaves et al., 2016, s. 1).

Autoři Gatti et al. (2013, s. 40) zjistili, že je observace pohybu v porovnání s imaginací značně efektivnější, co se týká učení nových komplexních pohybových dovedností. Obě techniky cílí na systém zrcadlových neuronů, čímž dochází k aktivaci nervových struktur, které jsou zapojené do nervových procesů během reálného pohybu. Ovšem zdá se, že během observace pohybu je systém motorických neuronů využíván „ekologičtějším způsobem“ (Gatti et al., 2016, s. 40).

Toto tvrzení se opírá o fakt, že vizuální stimuly atakují ventrální premotorickou oblast mozkové kůry. Ventrální premotorická oblast přijímá vizuální informace, a tím může být více excitovaná. Aktuální vizuální stimul daného pohybu má za následek efektivnější oslovení premotorické oblasti než cílená aktivace této oblasti bez vizuálního vstupu (Rizzolatti a Luppino, 2001, s. 890-893).

Autoři Eaves, Riach, Holmes a Wright se rozhodli prozkoumat tyto dvě techniky zároveň. Došli k závěru, že současné praktikování představy a observace pohybu vyvolává v motorických oblastech mozku vyšší aktivitu než užití pouze jedné z těchto technik. Z toho vyplývá, že kombinaci observace a představy pohybu s fyzickou aktivitou lze doporučit jako potenciálně účinnější způsob motorického učení či efektivnější rehabilitace (Eaves et al., 2016, s. 7).



## 2 Neuroplasticita

Centrální nervová soustava (CNS) se skládá z neurálních sítí, které tvoří velké množství vzájemně propojených neuronů. Neurony jsou v CNS organizovány tak, že utváří funkční systémy, které jsou rovněž navzájem propojeny. Tím vznikají funkční neurální okruhy, jako je třeba Papezův okruh. Aktivace funkčních neurálních okruhů má za následek určitou konkrétní funkci CNS. Komunikace mezi okruhy je nezbytná, neboť žádná funkce není zajištěna pouze jednou oblastí, ale je výsledkem aktivity specifických neurálních okruhů. Zároveň i každá oblast je integrovaná do více funkcí, tzn. nemá na starosti pouze jednu funkci (Nedělka, Knobloch a Katolický, 2022, s. 73).

Pojem plasticita vyjadřuje určitou tvárnost, potenciál dynamické proměny, schopnost měnit se v čase a prostoru. Kortikální plasticitu, nebo též neuroplasticitu, lze tedy definovat jako schopnost nervové soustavy měnit se v závislosti na vnitřních či vnějších podmínkách, opakujících se podnětech a zkušenostech (Kolář, 2009, s. 304, Navrátil, 2022, s. 73). Změny na úrovni neuronů mohou být reakcí jak na exekuci, tak na observaci pohybu (Brunner et al., 2014, s. 874; Lepage a Théoret, 2006, s. 2505).

Neuroplasticita představuje důležitou schopnost mozku měnit se, remodelovat a reorganizovat za účelem lepší schopnosti přizpůsobit se novým situacím. K tomu slouží již zmíněné neurální sítě, které ve skutečnosti nejsou fixní, ale v průběhu života se v závislosti na zkušenostech dynamicky objevují a mizí. Během opakování jedné činnosti se vytvářejí neurální okruhy, což vede k lepší a efektivnější schopnosti vykonat daný úkol s menší spotřebou energie. Ve chvíli, kdy se určitá aktivita přestane vykonávat, mozek na to zareaguje přesměrováním těchto neurálních okruhů jinam, a to na principu „use it or lose it“ (Ehrenfeld, 2011, s. 1).

Plastické změny lze přirozeně sledovat po poškození nervového systému, během jeho přirozeného vývoje, či naopak v průběhu života v důsledku stárnutí organismu. Schopnost neuroplasticity umožňuje učit se novým dovednostem, přijímat, zpracovávat a vyhodnocovat různé podněty ve světle předchozích zkušeností a prožitků. Hraje zásadní roli ve vývoji a dobrém fungování nervové soustavy (Navrátil, 2022, s. 73).

### 2.1 Historie neuroplasticity

Kortikální plasticita, nebo též neuroplasticita, je nezdědka prezentovaná jako nový revoluční poznatek, ovšem tento koncept se v různých podobách vyskytuje už více než dvě století. Písemně to dokládá již korespondence švýcarského přírodovědce

(Charles Bonnet) a anatom italského původu (Michele Vincenzo Malacarne) z počátku osmdesátých let 18. století. Oba badatelé v dopisech diskutují o tom, zda může vést mentální cvičení k růstu mozkové tkáně. Anatom Malacarne obsah jejich debaty následně experimentálně otestoval. K experimentu vybral dva psy ze stejného vrhu a dva ptáky z téže snůšky. Několik roků pak trénoval zástupce z každého páru a zjistil, že mozeček trénovaných jedinců je výrazně větší než u netrénovaných (Costandi, 2016, s. 4). Nehledě na tento experiment znamenala vědecká činnost autora Malacarne zásadní pokrok v oblasti neuroplasticity (Zanatta et al., 2018, s. 1).

Tito dva vědci nebyli v evropském prostředí jediní, kteří se již v této době zabývali mozkiem a jeho schopností měnit se. Například v roce 1791 se německý lékař Samuel Thomas von Sommerring ptal, zda-li dochází díky mentální zátěži k postupným strukturálním změnám mozku. Je přeci známo, že v souvislosti s fyzickou zátěží dochází k posílení svalů. Obdobně je běžné pozorovat zhrubnutí kůže v důsledku těžké manuální práce. Autor Sommerring se tak už v 18. století domníval, že to není nepravděpodobné. Ovšem dodával, že to zatím není možné jednoduše prokázat (Costandi, 2016, s. 5).

Spekulace o neuroplasticitě se objevují i v publikaci Charlese Darwina „The Descent of Man“ z roku 1874. Všiml si, že mozky domácích králíků jsou výrazně menší v porovnání s mozky divokých králíků či zajíců. Přičítá to jejich izolaci, která trvala po mnoho generací. Domácí králíci tedy oproti divokým zajícům uplatňovali svůj intelekt, instinkty, smysly a volní pohyby jen zřídka, což vedlo ke strukturálním změnám v jejich CNS (Darwin, 1874, s. 146-148).

## **2.2 Vlastnosti a potenciál neuroplasticity**

Manifestace pohybu na kortikální úrovni v mozku dospělého jedince není pevně daná. Hovoří se o vysoké variabilitě a neustálé dynamice. V souvislosti se změnou přijímaných stimulů, ať už z centrálních či z periferních oblastí, dochází k neustálé remodelaci spojů mezi jednotlivými kortikálními oblastmi. Schopnost této dynamické přestavby kortexu je důležitým parametrem při učení nových dovedností, ale také při „znovuobnovení“ ztracené nebo narušené motorické funkce po defektech nervové tkáně (Mulder, 2007, s. 1266). Díky plasticitě může mozek poměrně rychle reagovat na změnu a je tak schopen poškozené části mozku funkčně nahradit jinou korovou oblastí (Hudák a Kachlák, 2017, s. 456).

S touto skutečností pracuje i tradiční neurorehabilitace. Například terapie pacientů po cévní mozkové příhodě je zaměřena na cílenou stimulaci postižené končetiny. Repetitivní

pohyby paretickou končetinou vedou k neurální přestavbě v oblasti kortexu (Dombovy, 2004, s. 31). Autor Classen et al. (1998, s. 1117-1123) zjistili, že lze způsobit změny v kortexu opakováním prostých pohybů i během krátké doby v řádu několika minut. Jedná se o první krok v učení se novým dovednostem, což lze označit za krátkodobou motorickou paměť.

Reorganizace částí CNS je tedy možná díky zvýšenému množství senzoričtých vstupů, ovšem i pokles aferentních vjemů má na kortikální úrovni odezvu (Mulder, 2007, s. 1266).

V souvislosti s neuroplasticitou se lze setkat s pojmem „activity-dependent plasticity“, který výstižně popisuje skutečnost, že velikost plasticity se odráží od aktivity neuronů, množství a síly stimulů senzoričtého, či motorického charakteru (Nedělka, Knobloch a Katolický, 2022, s. 73).

### **2.2.1 Strukturální a funkční neuroplasticita**

Síla a účinnost přenosu impulzu mezi dvěma nervovými buňkami je závislá na strukturálních vlastnostech oblastí synaptických spojů. Strukturální, či v období vývoje používaný termín „architektonická“ plasticita nastává v důsledku remodelace synaptických spojů. Na úrovni synapsí dochází k modifikaci či zániku spojů, jejich větvení či rozšiřování. Může dojít ke změně délky axonů, zkracování dendritických výběžků nebo i k tvorbě nových synaptických spojů. Z molekulárního úhlu pohledu pak lze popisovat změny v počtu synaptických receptorů (Nedělka, Knobloch a Katolický, 2022, s. 74).

Změna kvalitativních vlastností neuronů reprezentuje funkční neuroplasticitu, kterou lze označit za neuroplasticitu účinnosti přenosu. Transformace, které zde mohou nastat, se týkají excitability a efektivity přenosu signálu mezi dvěma neurony. Třeba i motorický deficit způsobený poškozením mozku je nervová soustava schopná eliminovat prostřednictvím funkční reorganizace. Jedná se o schopnost pozměnit zapojování jednotlivých systému a oblastí CNS, které slouží ke zpracování, vyhodnocování, vykonávání či ukládání různých podnětů.

Vlastnosti synaptických spojů však závisí na jejich stavbě. Není tedy možné úplné oddělení funkce od struktury (Nedělka, Knobloch a Katolický, 2022, s. 74).

### **2.2.2 Synaptická plasticita**

Neuronové spoje, neboli synapse, hrají v kontextu plasticity stěžejní roli. Synaptická plasticita se týká excitačních i inhibičních nervových buněk ve všech oblastech mozkové tkáně a je důležitým mechanismem v rámci tvorby paměťových stop a v procesech učení.

Podle míry aktivity neuronu dochází k zesílení, popřípadě zeslabení účinnosti přenosu informací mezi neurony. Tak dochází k regulaci aktivity a excitability neurálních sítí, které propojují různé oblasti mozku a do kterých je daný neuron zapojen. Právě v neurálních sítích jsou uloženy vzpomínky, pohybové stereotypy, chování a další naučené procesy. Celkovou aktivitu určité paměťové stopy významně ovlivňuje účinnost synaptických spojů, které jsou zodpovědné za distribuci informace (Nedělka, Knobloch a Katolický, 2022, s. 76).

### **2.3 Zrcadlové neurony**

Observace využívá mechanismů na neurofyziologickém podkladě, díky kterým je mozek schopen propojit příslušnou motorickou oblast s pozorovanou činností (Buccino, Solodkin a Small, 2006, s. 55; Ghanjal et al., 2013, s. 1). To je možné díky existenci systému zrcadlových neuronů a jeho aktivaci. Tyto speciální neurony, v zahraniční literatuře označované jako „mirror neurons“, převádí senzorické informace do motorického formátu. K jejich aktivitě dochází při vlastním vykonávání pohybu, tak i při pozorování analogického pohybu, který vykonává jiná osoba (Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 171; Hou et al., 2017, s. 47; Lepage a Théoret, 2006, s. 2505).

Již v raném dětství vznikají cílené pohyby pozorováním a napodobováním pohybů druhých lidí. Zrcadlové neurony jsou tak důležitou součástí tvorby pohybových vzorců a motorického projevu vůbec. Pozorování a imitace jednotlivých pohybů má za následek korelaci mezi aktivitou motorických a senzorických neuronů obdobných pohybů. Zmíněná korelace mezi motorickými a senzorickými neurony zesiluje jejich vzájemné spojení, a tím vznikají jejich „zrcadlové“ vlastnosti (Press et al., 2012, s. 6).

Existence zrcadlových neuronů byla prvotně objevena u opic (Rizzolatti et al., 1996, s. 131). Autor Rizzolatti et al. (1996, s. 131-141) zaznamenali při pozorování makaků aktivitu premotorické oblasti a části inferiorního parietálního lobe mozkové kůry nejen při pohybu (držení banánu), ale také v situaci, kdy makak pouze pozoroval obdobné pohyby, které vykonával člen výzkumného týmu (taktéž držel banán; Ehrenfeld, 2011, s. 1).

Ekvivalentní systém motorických neuronů byl následně popsán i u lidí. Významnost role motorických neuronů je, vedle možnosti napodobování různých pohybů, důležitá během komunikace, v procesu chápání, a je také součástí emočních prožitků, což se odvíjí od jejich anatomického uložení (Likowski et al., 2012, s. 2, Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 173).

Mezi nejdůležitější oblasti uložení zrcadlových neuronů se řadí lobus parietalis inferior, gyrus frontalis inferior (Buccino, Solodkin a Small, 2006, s. 59; Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 173) a ventrální premotorický kortex, kde je navíc zachovalé somatotopické členění (Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 173). Hlavním vstupem pro vizuální podněty je pak označována oblast sulcus temporalis superior (Likowski et al., 2012, s. 1). Metaanalýza z roku 2018 přišla s vyjádřením, že výskyt kortikálních sítí je lokalizován zejména v premotoricko-parietálních a okcipitálních oblastech. Okcipitální oblasti byly mimořádně spojené s procesem observace, což není takovým překvapením vzhledem k využívání vizuálních podnětů během observačních úkonů (Hardwick et al., 2018, s. 39).

Zrcadlové neurony přijímají aferentní informace popisující observovaný děj a prostřednictvím krátkodobé paměti pomáhají pochopit souvislosti a kontext pohybu. K aktivaci těchto neuronů může dojít nejen při obdržení vizuální informace, ale dokonce i při zachycení sluchového podnětu. Neurony mohou být aktivovány při slovním popisu určitého pohybu nebo při zachycení typického zvuku, který pohybový akt běžně provází (Navrátil a Příhoda, 2022, s. 63). To je velmi typické zejména pro nevidomé lidi, u kterých dochází taktéž k aktivaci systému zrcadlových neuronů, ovšem převážně v reakci na známé zvuky (Ehrenfeld, 2011, s. 1).

Schopnost napodobování se zvyšuje s přibývajícím zkušenostmi. Během prvních studií makaků autoři zjistili, že opice napodobují chování ve chvíli, kdy vidí člověka, který uchopuje potravu. K opakování pohybu ovšem nedocházelo, když člověk používal nějaký nástroj. To dávalo smysl, neboť opice neměly zkušenosti s používáním těchto nástrojů. V pozdější studii však opice byly schopné napodobovat i člověka používajícího nástroje. Autor Iacoboni se domnívá, že se jejich mozky přizpůsobily tomu, že vidí výzkumníky s nástroji a naučily se něco nového (Ehrenfeld, 2011, s. 1).

Systém zrcadlových neuronů se u každého člověka neaktivuje stejně. Závisí na míře schopnosti jedince vykonat daný pohyb (Demarin, Morović a Béné, 2014, s. 211). Na příkladu tanečnicků lze vidět, že dochází k větší schopnosti zrcadlení, když tanečníci pozorují jiné tanečnický, kteří předvádějí sestavy, které dobře znají (Ehrenfeld, 2011, s. 1; Heyes a Catmur, 2022, s. 158).

Terapie založená na principu fungování systému zrcadlových neuronů je v posledních letech jedním z inovativních léčebných postupů zejména u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Tato technika poskytuje propojení mezi pozorováním a exekucí pohybu, čímž přináší novou strategii v rámci funkční rehabilitace (Mao et al., 2020, s. 2).

## 2.4 Motorické učení

Motorické učení je termín, který popisuje trvalou změnu motorického výkonu způsobenou tréninkem (Sigríst et al., 2013, s. 22).

Učení nové motorické dovednosti je možné díky plasticitě CNS. Během učení dochází k reorganizaci nervové soustavy, která svojí funkční i strukturální adaptací odpovídá na změny z okolí. Tento proces probíhá celoživotně, avšak v dětském věku je výrazně aktivnější než v dospělosti. Dočasné zvýšení schopnosti neuroplasticity je popisováno také v období po poškození nervové tkáně. Hovoří se o tzv. reparační neuroplasticitě (overplasticity), která se využívá zejména v oblasti rehabilitace. Vhodně zvolenými aferentními stimuly v rámci rehabilitace lze podpořit neuroplastické procesy, tedy i motorické učení (Hušková a Příhoda, 2022, s. 100).

Existují různé typy motorického učení. Mezi dva základní druhy se řadí implicitní a explicitní typ (Halsband a Lange, 2006, s.420; Steenbergen et al., 2010, s. 1510; Masters a Maxwell, 2004, s. 226; Hušková a Příhoda, 2022, s. 103).

Implicitní typ učení představují zejména mimovolní aktivity, mnohdy prováděné současně s dalšími úkony, tzv. „dual task“. V praxi to může vypadat tak, že pacient má během chůze plnit ještě další motorický či kognitivní úkol, například počítat, recitovat báseň, vytleskávat rytmus apod. (Steenbergen et al., 2010, s. 1510). Takto naučená dovednost není závislá na věku, krátkodobé paměti ani inteligenci jedince. Naopak je více odolná vůči psychickému stresu, vnějším faktorům a zapominání (Masters a Maxwell, 2004, s. 226).

Naproti tomu explicitní typ motorického učení využívá kognitivních procesů a krátkodobé paměti na podkladě verbálních pokynů či přímé demonstrace úkolu. Tento typ učení je řízený zejména mozkovou kůrou. Nejlepší provedení pohybu je výsledkem vědomého strategického promýšlení motorického úkonu. Díky repetici dochází postupem času k automatizaci pohybu, který postupně přechází pod subkortikální kontrolu (Steenbergen et al., 2010, s. 1510; Hušková a Příhoda, 2022, s. 103). Ve stresových situacích se jedinec může dostat opět do počátečních stádií, kdy je kladen důraz na kognitivní uchopení prováděné činnosti, čímž dojde k narušení již získané automatiky pohybu (Steenbergen et al., 2010, s. 1513).

Lepší pochopení celého procesu motorického učení mohou usnadnit tzv. modely motorického učení. Existuje jich několik. Často bývá užíván Fittsův a Posnerův třístupňový model, který zahrnuje fázi kognitivní, asociativní a autonomní (Kodadová a Opavský, 2019, s. 56; Hušková a Příhoda, 2022, s. 102-103).

Během kognitivní fáze, někdy označované jako počáteční fáze (Halsband a Lange, 2006, s. 425) se daný jedinec soustředí na pohyb po kognitivní stránce. Dochází k plánování nejlepšího způsobu provedení motorické aktivity. Dále jsou zpracovávány slovní instrukce, názorné ukázky pohybu a následné zpětné vazby či korekce, což je klíčové pro vizualizaci a tvorbu strategie pohybu (Hušková a Příhoda, 2022, s. 102-103). Prováděný pohyb je v této fázi zpravidla pomalejší a není dostatečně plynulý (Halsband a Lange, 2006, s. 415).

Výstupem asociativní fáze je optimalizace motorického úkonu. Jedinec je schopen díky osvojení základní mechaniky pohybu detekovat a korigovat některé chyby. Počet chyb a jejich velikost se během asociativní fáze postupně snižuje (Hušková a Příhoda, 2022, s. 102-103) a pohyb je rychlejší (Halsband a Lange, 2006, s. 415).

Mnohonásobnou repeticí určitého pohybu lze dospět až do třetího stadia modelu motorického učení, tzv. autonomní fáze. Tato fáze je výsledkem intenzivního a dlouhodobého tréninku, který může trvat i řadu let, a jsou třeba až desítky tisíc opakování (Hušková a Příhoda, 2022, s. 103). Jedinec má již pohybovou dovednost pod kontrolou a provádí ji téměř automaticky, a to i za různých zevních podmínek, aniž by na ni musel vědomě myslet. Jedinec je zároveň schopný sám rozpoznat a opravit většinu chyb (Hušková a Příhoda, 2022, s. 102-103; Kodadová a Opavský, 2019, s. 56).

#### **2.4.1 Oblasti CNS v procesu MU**

Motorické učení je děj, který se odehrává na různých etážích CNS. Neuroanatomických struktur, které mezi sebou dynamicky interagují, je celá řada.

V korové oblasti hraje podstatnou roli kortex parietalis, primární motorická a premotorická area. Ze subkortikálních oblastí jsou do motorického učení zapojena bazální ganglia, retikulární formace, mozeček, mozkový kmen, hypothalamus a thalamická jádra. Zároveň je aktivován i limbický systém (Hušková a Příhoda, 2022, s. 101).

##### *Mozeček*

Mozeček v návaznosti na motorické povely tvoří předpoklady sensorických vjemů. Očekává změny ve vizuální a proprioceptivní zpětné vazbě. S minimálním zpožděním upravuje na základě feedbacku probíhající motorický výstup (Shadmer a Krakauer, 2008, s. 362, 368, 369; Shmuelof a Krakauer, 2011, s. 473).

### *Bazální ganglia*

Podle autorů Shmuelofa a Kraukauera (2011, s. 473-474) spočívá význam bazálních ganglií v počátečních fázích motorického učení. Konkrétně zmiňují dvě funkce, které by mohly mít v procesu motorického učení význam. Bazální ganglia mohou mít podíl jednak na selektování sekvencí pohybů a také na jejich lepším provádění (Shmuelof a Kraukauer, 2011, s. 474).

### *Kortex parietalis*

Parietální mozková kůra je zodpovědná za vyhodnocování toho, jak motorické příkazy ovlivňují tělo a jeho okolí. Děje se tak na základě vizuálních a proprioceptivních odhadů, které jsou porovnány se sensorickou zpětnou vazbou (Shadmer a Krakauer, 2008, s. 362, 375, Kodadová a Opavský, 2019, s. 57).

### *Primární motorická a premotorická area*

Úloha těchto kortikálních oblastí je spojena s řízením motorických dějů. Na základě proprioceptivních a sensorických vjemů dochází k vysílání motorických příkazů. Ty jsou šířeny prostřednictvím motoneuronů, a to buď přímo, nebo nepřímo přes interneurony (Shadmer a Kraukauer, 2008, s. 362).

Primární a premotorická area má oproti míše a mozkovému kmeni vyšší míru kontroly nad končetinovými svaly. Tím je poskytnuta flexibilita pro kombinování izolovaných pohybů v kloubech a zároveň více možností pro nové pohybové úkony a interakci s okolím. Díky znalostem dynamiky končetin lze efektivně kompenzovat vzájemné působení momentů sil v jednotlivých kloubních spojeních, a tím izolovaně kontrolovat jednotlivé klouby (Shmuelof a Kraukauer, 2011, s. 475).

### *Limbický systém*

Limbický systém svou iniciální (motivační) komponentou zajišťuje vyšší účinnost motorického učení a efektivnější korekci stereotypů pohybu. Kromě motivace se limbický systém podílí na chování, emočních procesech, ukládání paměťových engramů a je důležitou komponentou v rámci dlouhodobé potenciace (Hušková a Příhoda, 2022, s. 101).

## **2.4.2 Faktory ovlivňující MU**

Motorické učení je ovlivňováno řadou faktorů, které mohou proces učení zpomalit, nebo naopak zefektivnit (Cano-de-la-Cuerda et al., 2015, s. 33; Kodadová a Opavský, 2019, s. 58).



Hlavním faktorem je vůle něco se naučit. Spojenou nádobou s vůlí je čas, který jedinec učení věnuje. Platí zde přímá úměra, tedy čím větší ochota k učení, tím více času je jedinec ochotný této aktivitě věnovat (Hušková a Příhoda, 2022, s. 101). Zároveň je podstatné správné časové rozložení nácviku pohybové aktivity. Vkládáním delších časových odstupů mezi tréninkové cykly lze dosáhnout lepších výsledků než u tréninků s malým či žádným zakomponovaným časem na odpočinek (Schmidt a Lee, 2011 In Kodadová a Opavský, 2019, s. 58).

Pro správnou detekci a příjem informací či následné uskutečnění motorického výstupu je zásadní kvalita gnostických a také kognitivních funkcí. Je-li porušena některá z gnostických funkcí, pak je pro zrychlení terapie, popřípadě zvýšení celkové efektivity na místě zaměřit se na vhodně zvolenou terapii pro ovlivnění gnostického deficitu (Hušková a Příhoda, 2022, s. 101-102).

Kognitivní funkce jsou významné z hlediska správného porozumění podnětům z okolí, pochopení zadaného úkolu, udržení pozornosti při provádění úkonu. Mezi kognitivní funkce se řadí i paměť, popřípadě určitá míra sebekontroly. Všechny zmíněné funkce nemohou fungovat samostatně. Dochází k jejich prolínání a kooperaci (Hušková a Příhoda, 2022, s. 102).

Proces učení výrazně ovlivňují také psychické faktory. Základním pilířem je dostatečná motivace. Tato oblast může být poměrně složitá, proto jsou žádoucí zkušenosti terapeuta v této oblasti a tzv. „soft skills“ pro lepší motivaci pacienta (Hušková a Příhoda, 2022, s. 102).

Získané informace o provedení pohybu hrají též podstatnou roli v procesu motorického učení, s kterým je úzce spjata. Zpětnou vazbu, neboli feedback, lze rozlišit na vnitřní a vnější (Kodadová a Opavský, 2019, s. 58). V prvním případě jde o zpětnou vazbu, která vzniká přirozeně během pohybu. Informace poskytuje senzorický systém, zejména zrak, propriocepce a sluch. V anglické literatuře je označována termínem „intrinsic feedback“. Druhým typem zpětné vazby je vnější zpětná vazba, tzv. „augmented feedback“, která poskytuje doplňující informace z vnějších zdrojů o kvalitě pohybu nebo jeho výsledku (Kitago a Krakauer, 2013, s.95; Kodadová a Opavský, 2019, s. 58).

Dalšími činiteli ovlivňující motorické učení jsou sociální faktory. Roli však mohou hrát i metabolické, hormonální či biomechanické vlivy, únava pacienta, špatný zdravotní či psychický stav, nevhodně nastavená terapie apod. (Hušková a Příhoda, 2022, s. 103).

### **2.4.3 Imitace**

V rámci motorického učení je využívána řada prvků. Jedním z nich je imitace, tedy napodobování motorických úkonů, které vykonává jiný člověk. Je stěžejním aspektem pro strategii observačního typu motorického učení. Imitace je doménou zejména zrcadlových neuronů, díky kterým dochází k tonizaci svalových skupin vykonávající daný pohyb a k aktivaci pohybových programů. Facilitace daných neuromuskulárních oblastí je ovšem patrná i při „pouhém“ ideomotorickém tréninku. Jedná se především o mentální složku v rámci pohybového učení. Imitace je tak považován za efektivní druh autoterapie (Hušková a Příhoda, 2022, s. 105-106).

Exekuce pohybu, představa pohybu a observace jsou řízeny stejným mechanismem. Představa pohybu a observace jsou chápány jako „offline úkony“ motorického systému. Jak představa pohybu, tak observace pohybu mohou hrát roli při obnovování pohybové dovednosti (Mulder, 2007, s. 1270).

### **2.4.4 Virtuální realita**

Při motorickém učení je vždy přítomná vnitřní/interní zpětná vazba, tedy smyslové vjemy (Sigrist et al. 2013, s. 22). S vizuálními vjemy pracuje v posledních letech hojně využívaná terapie využívající virtuální realitu. Tato metoda poskytuje kromě vizuálních informací také údaje o průběhu pohybu a nabízí tak jedinci zpětnou vazbu o jeho pohybovém počínání.

Termín virtuální realita (VR) zpopularizoval v osmdesátých letech minulého století Jaron Lanier (Riener a Harders, 2012, s. 1). VR má nepřeberné množství využití v různých odvětvích. Jen v medicíně ji lze využít od vzdělávání mediků a lékařů přes trénink zdravotnických úkonů až k reálnému využití v praxi v rámci diagnostiky a terapie (Riener a Harders, 2012, s. 3-4).

V kombinaci s robotickou rehabilitací může pomoci jak terapeutům, tak i samotným pacientům. Pacient bývá díky VR více motivován, takže doba terapie může být delší. Příkladem je třeba robotická rehabilitace chůze prostřednictvím přístroje Lokomat, který nabízí různé scénérie VR. Během terapie je možné měnit situace nebo terapii okamžitě ukončit (Riener a Harders, 2012, s. 5).

Využití virtuální reality není omezeno pouze na rehabilitaci pacientů s fyzickým deficitem. VR lze využít například ke zlepšení kognitivních funkcí u pacientů s duševním či neurodegenerativním onemocněním, jako je například Alzheimerova nebo Parkinsonova choroba (Brepohl a Leite, 2023, s.89, Prahm et al., 2018, s. 1253).

Virtuální realitu na poli medicíny lze potkat například i jako doplněk léčby řady fobií (arachnofobie, strachu z létání, strachu z uzavřených prostor nebo naopak otevřených prostranství). Princip této léčby spočívá v tom, že je pacient díky simulaci reálných podmínek konfrontován se stimulem své fobie. Další časté využití je při operativních zákrocích, např. laparoskopie (Riener a Harders, 2012, s. 5).

### 3 Chůze

Chůze je jednou z nejpřirozenějších činností člověka a je úzce spjata se zdravím, fyzickou kondicí a duševním stavem (Daunoraviciene et al., 2021, s. 1). Pro člověka je chůze zároveň nejběžnějším způsobem lokomoce. Je esenciální pro jeho další každodenní aktivity (ADL) a začlenění do společnosti (Bonnefoy-Mazure a Armand, 2015, s. 199-200, Véle, 2006, s. 347).

Podobně se o chůzi vyjádřil již autor Winter (1988, s. 7), který označil chůzi a běh za jeden z nejobvyklejších pohybů člověka. V předmluvě své knihy “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait” téměř básnicky podává důležitost chůze v mnoha jejích ohledech a variacích. Mimo jiné také podotýká, že schopnost chodit nepřichází automaticky, jako například dýchání. Musíme se jí učit. Tento proces začíná již v raném dětství, kdy je dítě ležící v postýlce odkázáno na pomoc druhých. Pozoruje, jak druzí chodí, co jsou díky chůzi schopni dělat, a chce to zkoušet také. Začne se učit lézt. Později se díky pomoci druhých, opory o nábytek apod. dostává do vertikály, do stoje. Není to ale zadarmo. Začátky jsou nezbytně provázené nezdary a pády, bez kterých ovšem není možné se chůzi naučit (Winter, 1988, s. 7).

Předpokladem pro bezpečnou chůzi po nerovném terénu je dostatečná stabilizace vzpřímeného držení těla v klidu i během pohybu. Stabilizaci může zajistit CNS za předpokladu pevné opory v místě kontaktu těla s opěrnou bazí prostřednictvím svalového aparátu. Pak může působit reaktivní síla, která vzniká díky propulzní svalové síle a gravitaci (Véle, 2006, s. 347).

Lidská chůze je za normálních okolností plynulá, složená z pohybů, které na sebe bezprostředně navazují. Je to přirozený opakující se pohyb (Bonnefoy-Mazure a Armand, 2015, s. 209). Vlivem úrazu, nemoci či degenerativních procesů může dojít k narušení nebo ztrátě schopnosti chůze, což je považováno za vážný hendikep, který výrazně ovlivňuje úroveň kvality života (Simonsen, 2014, s. 1). Proto je na místě zaměřit se na různé způsoby terapie chůze a individuálně volit nejvhodnější způsob či kombinaci terapeutických postupů pro konkrétního pacienta.

Do mechanismu chůze je zapojena řada subsystémů, jako je kosterní soustava včetně kloubů, svalový, propioceptivní, nervový, vestibulární a vizuální systém (Bonnefoy a Armand, 2015, s. 199).

### **3.1 Biomechanika chůze**

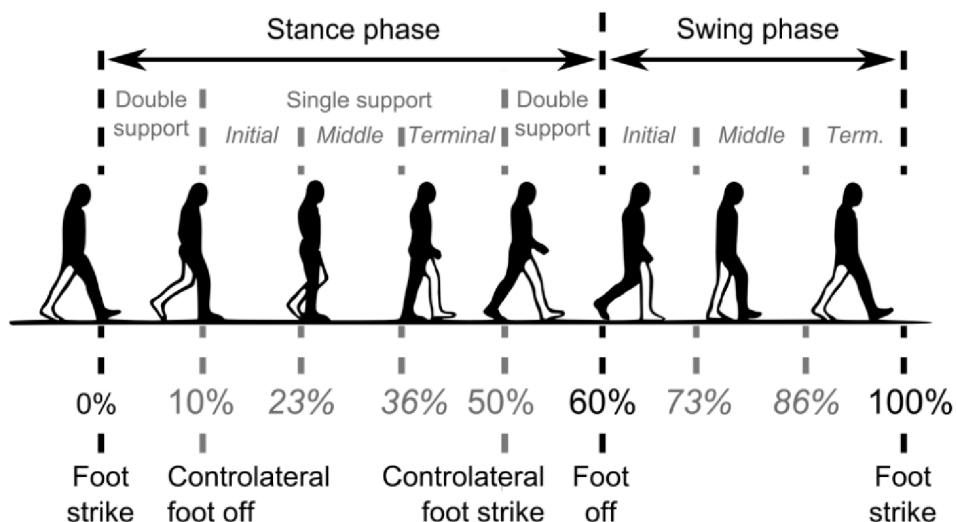
Podle profesora Koláře (2009, str. 48) představuje chůze „základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince“. Každý člověk má tak jedinečný lokomoční (chůzový) projev, ve kterém lze ale popsat jistá specifika společná pro lidskou chůzi jako takovou.

Jedním ze společných charakteristických rysů chůze bez patologických jevů je úder paty se současnou dorzální flexí v hlezenním kloubu. Tento způsob chůze nevykazuje žádný jiný živočišný druh. Dokonce i u všech ostatních bipedálních živočichů je přítomna digitigrádní chůze, u které je kontakt se zemí zajištěn nikoli přes patu, ale přes přední část chodidla. Mechanické tlumení úderu paty při chůzi člověka obstarává zaoblená pata, která je pokryta polštářkem z pojivové a tukové tkáně (Simonsen, 2014, s. 3).

#### **3.1.1 Krokový cyklus**

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus, který lze definovat jako časový interval mezi dvěma identickými fázemi chůze (Gage, 2004, s. 448; Bonnefoy-Mazure a Armand, 2015, s. 199). Krokový cyklus začíná zpravidla ve chvíli, kdy se jedna noha dotkne podložky, a končí, když dojde opět k počátečnímu kontaktu totožného chodidla s podložkou, jak je patrné na obrázku 1 (Bonnefoy-Mazure a Armand, 2015, s. 200).

Identifikace a hodnocení jednotlivých fází krokového cyklu umožňuje charakterizovat aktivaci jednotlivých svalů během chůze v rámci času (Morbidoni et al., 2019, s. 75). Krokový cyklus lze rozdělit na dvě základní fáze - stojnou a švihovou. Stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu. Začíná úderem paty a je dokončena ve chvíli odlepení palce od podložky. Švihová fáze tvoří 40 % krokového cyklu. Začíná odlepením palce od podložky a je ukončena kontaktem paty s podložkou (Kolář et al., 2009, s. 49; Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 9).



**Obrázek 1** Fáze krokového cyklu (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 200)

**Obrázek 2** Fáze krokového cyklu (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 200)

V tradiční nomenklatuře (Cochran, 1982, s. 271) se lze setkat s rozdělením stojné a švihové fáze na:

- Heel strike (touto fází začíná krokový cyklus a popisuje chvíli, kdy se těžiště těla nachází v nejnižší pozici),
- foot-flat (okamžik, ve kterém je plantární část chodidla v kontaktu se zemí),
- midstance (chvíle, kdy kontralaterální DK míjí stojnou DK a těžiště těla se nachází v nejvyšší pozici),
- heel-off (pata ztrácí kontakt se zemí a m. triceps surae skrze plantární flexi zahajuje odtlačení chodidla),
- toe-off (odlepením špičky noha ztrácí kontakt se zemí, tím končí stojná fáze),
- acceleration (flexory KYK po odlepení chodidla od země umožňují pohyb DK vpřed),
- midswing (okamžik, kdy švihová DK míjí stojnou DK a chodidlo se nachází přímo pod tělem),
- deceleration (svaly zpomalují pohyb švihové DK a připravují chodidlo opět na fázi heel strike).

Tato nomenklatura velmi dobře popisuje zdravou chůzi. Nicméně pro řadu pacientů s různými pohybovými patologiemi je toto názvosloví nedostatečné. Proto vznikla alternativní nomenklatura podle Perry (Cochran, 1982, s. 285), která užívá pro označení jednotlivých fází krokového cyklu následující termíny: initial contact, loading response, midstance, terminal stance, preswing, initial swing, midswing, terminal swing (Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 11).

Uložení těžiště těla, neboli centre of mass (COM), se v rámci krokového cyklu mění. Během kontaktu paty s podložkou, tedy v rámci fáze "heel strike", je těžiště uloženo nejnižší. Naopak uprostřed stojné fáze se COM dostává do nejvyššího bodu (Simonsen, 2014, s. 3).

Minimalizace vertikálních oscilací těla během chůze je zajištěna klouby dolních končetin. Kolenní kloub se dostává v první polovině stojné fáze (tzv. "mid stance") do extenze. Oproti tomu hlezenní kloub směřuje do plantární flexe až ve druhé části stojné fáze. Horní část těla je vyvažovaná akcelerací a decelerací pánve ve spolupráci s aktivitou abdominálních a zádočných svalů (Simonsen, 2014, s. 20).

### **3.2 Aktivita svalů dolních končetin při chůzi**

Lidská chůze je za normálních okolností složená z plynulých pohybů. Tyto přirozené opakující se pohyby zajišťují svaly. Při každé fázi krokového cyklu dochází za fyziologického stavu k aktivaci určitých svalových skupin (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 209). Během chůze se svaly rytmicky kontrahují, pohyb má díky opěrnému bodu otáčivý kyvadlový charakter a jeví se jako jednoduchý. Ve skutečnosti jde ale o složitý pohybový úkon, při kterém je aktivní celé tělo „od hlavy až k patě“, a díky tomu se přizpůsobuje terénu, po kterém chůze probíhá (Véle, 2006, s. 348).

První fáze krokového cyklu, tzv. „heel strike“, je zajištěna zejména svaly m. gluteus maximus a m. biceps femoris, které excentricky kontrolují flexi kyčle, a m. tibialis anterior, který zajišťuje pozvolné pokládání přední části chodidla (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 209-210).

Během fáze dvojí opory je aktivních zejména sedm svalů, které během přenosu váhy zajišťují stabilitu hlezenního, kolenního (KOK) a kyčelního (KYK) kloubu. M. rectus femoris zaujímá roli extensoru KOK a absorbuje otřesy během fáze postupného zatěžování, tzv. „loading response“. Zároveň je redukována aktivita hamstringů (m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus) a narůstá aktivita m. gluteus maximus. Koncentrická aktivita m. gluteus maximus a hamstringů umožní zrychlení pohybu v KYK

a tím přenos váhy vpřed. Stabilizace KYK je zajištěna především svalem m. gluteus medius. Na konci stojné fáze opět začíná vzrůstat aktivita v m. tibialis anterior, který se připravuje na počáteční švihovou fázi (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 209, Hudák a Kachlík, 2017, s. 155).

Během počáteční švihové fáze, kdy se chodidlo zvedá od podložky, jsou aktivní zejména tři svalové skupiny. Flexi KYK zajišťují m. adductor longus, m. sartorius, m. iliacus a m. gracilis. M. biceps femoris zvyšuje flexi v KOK a svaly m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus anulují předešlou plantární flexi chodidla (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 209).

Svalová koaktivita je současná aktivita agonistických a antagonistických svalových skupin mající vztah k těmž kloubu (Oliveira a Sanders, 2017, s. 82). Koaktivita svalů je průběžně korigována nervovým systémem na míšni i supraspinální úrovni (Duchateau a Baudry, 2014, s. 786).

### **3.3 Stabilita při chůzi a stoji**

Během procesu evoluce došlo ke zrodu moderního člověka (homo sapiens). Jednou z prvních fází lidského vývoje bylo napřimění těla, což umožnilo rozvoj bipedální lokomoce a uvolnění horní končetiny pro další činnosti (Howe a Oldham, 2001, s.105).

Bipedalita člověka vyžaduje značné nároky na stabilitu, neboť dvě třetiny hmotnosti těla se nachází ve dvou třetinách výšky jedince. Bez neustálé aktivity kontrolního systému je lidské tělo v podstatě nestabilní systém (Winter, 1995, s. 193).

Schopnost udržet rovnováhu ve vzpřímeném stoji na relativně úzkém podkladu hraje důležitou roli v každodenních činnostech člověka (Borah et al., 2007, s. 7). Rovnováha vzniká na základě komplexní interakce mezi smyslovými a pohybovými systémy, které jsou integrovány a modifikovány v rámci centrálního nervového systému v reakci na měnící se vnitřní a vnější podmínky (Carr a Shepherd, 2010, s. 163). Smyslové systémy, které se podílejí na udržování rovnováhy, zahrnují vestibulární, propioceptivní a zrakový systém (Carr a Shepherd, 2010, s. 163; Horak, 2006, s. ii7). Informace poskytované těmito smyslovými systémy jsou předávány centrálnímu nervovému systému, kde jsou analyzovány a zpracovány do odpovídající reakce. Informace z centrálního nervového systému se přenášejí do muskuloskeletálního systému, kde vyvolávají pohyby různých segmentů těla tak, aby těžiště zůstalo v mezích stability, a tím se udržovalo vzpřímené držení těla (Borah et al., 2007, s. 7).



Posturální kontrola slouží k udržení těžiště těla v mezích opěrné baze, což vyžaduje neuromuskulární kooperaci. Podstatná je také schopnost znovuoobnovení rovnováhy za dynamických podmínek, jako je například situace, kdy jedinec zakopne či uklouzne (Taube a Gollhofer, 2010, s. 255).

### **3.4 Hodnocení chůze**

Chůzi lze hodnotit pomocí časoprostorových parametrů. Prostřednictvím systémů analýzy pohybu je možné získat mimořádně přesná kinematická data týkající se chůze a případně vypočítat kinetické parametry. Významnou součástí analýzy chůze je povrchová elektromyografie, která nabízí objektivní hodnocení svalové funkce při chůzi (Daunoraviciene et al., 2021, s. 1; Bonnefoy a Armand, 2015, s. 199).

#### **3.4.1 Chůze z pohledu EMG**

Elektromyografie je elektro-diagnostická technika využívaná k zaznamenání elektrické aktivity ve svalech (Singh et al., 2019, s. 19). K té dochází ještě před samotnou aktivitou daného svalu. Dochází k tomu na základě výměny iontů přes membránu svalových vláken (Day, 2002, s. 3).

Princip zobrazování neurologické aktivity kosterních svalů během pohybu spočívá ve snímání akčních potenciálů motorických jednotek, na základě kterých je zpracován výsledný signál (Winter, 1988, s. 45). Tento signál, který je ve svalu detekován EMG elektrodou, přichází z CNS a lze jej využít k identifikaci pohybu či abnormalit chůze (Singh et al., 2019, s. 19).

Každá motorická jednotka tvoří při aktivaci akční potenciál, který je charakteristický pro danou motorickou jednotku a lokalizaci EMG elektrody. Čistý EMG signál během jakéhokoli volního pohybu, jako je například chůze, je pouhou algebraickou hodnotou/součtem všech akčních potenciálů motorických jednotek aktivních ve stejný okamžik. Velikost a plynulost výsledného EMG signálu je ovlivněna řadou faktorů, mezi něž patří lokalizace elektrod, velikost a tvar elektrod, vzdálenost mezi elektrodami, síla tukové tkáně mezi elektrodou a příslušným svalem, teplota svalu, délka a plocha příčného řezu (Winter, 1988, s. 45), timing a intenzita svalové kontrakce, vzdálenost elektrody od aktivního svalu, kvalita kontaktu mezi kůží a elektrodou (Day, 2002, s. 3)

Nežádoucím artefaktům z přilehlých svalů lze do jisté míry předcházet vhodným výběrem elektrod. V zásadě platí, že pro měření akčních potenciálů z povrchových svalů

je vhodné použít povrchovou elektromyografii (jak bylo učiněno v této studii), naopak pro hluboko uložené svaly je vhodná jehlová elektromyografie (Singh et al., 2019 In Acaves-Fernández, 2019, s. 19; Winter, 1988, s. 45). Povrchová EMG je běžnější metoda měření, neboť se nejedná o invazivní metodu s minimem rizik pro pacienta a nemusí být prováděna pouze lékařem (Day, 2002, s. 3).

Svaly, jakožto „motory chůze“ plní během krokového cyklu specifickou úlohu (Bonney-Mazure a Armand, 2015, s. 209). Záznamy z EMG přibližují aktivitu jednotlivých svalů během krokového cyklu. M. rectus femoris je aktivován (při chůzi zdravého jedince) těsně po úderu paty (initial contact). Tento sval funguje jako flexor kyčle a extenzor kolene. Během iniciálního kontaktu však dochází zároveň k extenzi KYK a KOK, tudíž působení svalu je excentrické. Během stojné fáze (midstance) aktivita svalu výrazně klesá a opět se zvyšuje během konečné stojné fáze (terminal stance) a předšvihové fáze (preswing). V tomto období dochází k flexi kyčelního i kolenního kloubu. Ve švihové fázi (midswing) je přímý sval stehenní poměrně klidný. Jeho aktivita se zvyšuje v konečné švihové fázi (terminal swing) před druhým úderem paty (Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 13, 53).

Sval m. biceps femoris je aktivní zejména v počáteční stojné fázi (initial contact). Jeho aktivita se během postupného zatěžování (loading response) snižuje. Znovuobnovení aktivity nastává v počáteční švihové fázi (initial swing) u krátké hlavy svalu a během střední švihové fáze (midswing) se aktivuje i dlouhá hlava (Vaughan, Davis a O'Connor, 1992, s. 53).

### **3.5 Chůze po slackline**

Chůze po slackline představuje moderní sportovní aktivitu, při které jedinec balancuje na napnutém lanu (Keller et al., 2012, s. 472). Slovy autorky Ashburn (2013, s. 17) lze chůzi po slackline definovat jako balancování na lanu, které je napnuté mezi dvěma body. Zároveň ale autorka dodává, že tato definice začíná být nedostatečná, neboť progresivnější techniky chůze po slackline posunují tento sport pořád dál.

Tato sportovní aktivita je navíc velice rozmanitá, což je dáno výškou upevnění lana, jeho šířkou, napětím a délkou. Některá lana jsou dokonce tak specifická, že je chůze po těchto lanech považována za samostatný sport (Ashburn, 2013, s. 17).

Vzhledem k tomu, že chůze po slackline vyžaduje zvýšené nároky na posturální stabilitu, lze očekávat, že i aktivita svalů bude oproti běžné chůzi zvýšená. Díky tomu, že se slackline pohybuje v prostoru, musí stojná noha vyrovnávat latero-laterální výchylky

chodidla tak, aby byl zajištěn průmět těžiště do pohybující se opěrné báze. Je tedy zřejmé, že dochází k současné aktivaci svalových skupin kolem hlezenního, kolenního, i kyčelního kloubu (Keller et al. 2012, s. 471-472).

Aktivita svalů není důležitá pouze pro zajištění rovnováhy, ale přispívá také ke stabilitě kloubů. Autoři Pfusterschmied et al. (2013, s. 28-33) zaznamenali, že aktivitu během chůze po slackline vykazují zejména svaly m. adductor longus, m. gluteus medius, m. biceps femoris a m. rectus femoris. O něco méně byly zapojeny i distálněji uložené svaly m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior. Toto zjištění tedy podporuje tvrzení, že pro udržení klidového stoje je klíčová svalová aktivita v oblasti hlezenního kloubu, naproti tomu v posturálně náročnějších a dynamicky více variabilních aktivitách je vyšší uplatnění proximálních svalů, tedy svalů v oblasti kyčelního, popřípadě kolenního kloubu (Pfusterschmied et al., 2013, s. 31).

Chůze po slackline může podle autorů Pfusterschmied et al. (2013, s. 566) zlepšit posturální kontrolu a stabilitu kolenního kloubu, a to v závislosti na zlepšení přípravné tonizace m. rectus femoris.

## 4. Cíle a hypotézy

### 4.1 Cíl práce

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda-li má observace chůze a její modifikace v podobě chůze po slackline vliv na svalovou aktivitu dolních končetin, konkrétně svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris, a stabilitu zdravých jedinců ve věku 20-30 let.

### 4.2 Hypotézy

V souvislosti s vymezenými cíli byly stanoveny následující hypotézy.

**H01:** Aktivita svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu nemění.

**HA1:** Aktivita svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu mění.

**H02:** Posturální výchylky se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu nemění.

**HA2:** Posturální výchylky se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu mění.

**H03:** Trénink observace nemá vliv na svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris během observace chůze po slackline.

**HA3:** Trénink observace má vliv na svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris během observace chůze po slackline.

**H04:** Trénink observace nemá vliv na posturální výchylky během observace chůze po slackline.

**HA4:** Trénink observace má vliv na posturální výchylky během observace chůze po slackline.

## **5 Metodika měření**

### **5.1 Výzkumný soubor**

Výzkumný soubor byl tvořen zdravými jedinci ve věku 20-30 let s absencí akutní či chronické bolesti pohybového aparátu, vrozené nebo získané muskuloskeletální, neurologické či jiné patologie. Probandi byli osloveni z řad studentů Univerzity Palackého v Olomouci. Jednalo se o 5 mužů a 14 žen. Jejich průměrný věk byl 24, 3 ( $\pm 1,56$ ) let, průměrná váha 71,8 ( $\pm 14,32$ ) kg a průměrná výška 174 ( $\pm 10,28$ ) cm. Lateralita DKK byla u 14 probandů pravostranná, u 5 probandů dominovala levá DK. Každý proband byl na začátku měření vyzván k podepsání informovaného souhlasu (viz přílohy Obrázek 15, 16 na str. 94, 95) schváleného Etickou komisí FZV UP s číslem 33600/1070-2022 ze dne 4. 2. 2022 (viz příloha Obrázek 14 na str. 93). Proband byl seznámen s průběhem měření a byl informován o možnosti v případě potřeby přerušit měření. Zároveň došlo k přiřazení probanda do kontrolní či experimentální skupiny, a to prostřednictvím losování. Probandi v rámci studie podstoupili dvě měření v rozestupu minimálně 14 dní. Samotné měření probíhalo v prostorách Kineziologické laboratoře Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Měření neskýtalo pro probandy žádná rizika a v rámci studie byly respektovány veškeré etické aspekty týkající se osobní svobody, rasové a etnické tolerance.

#### **5.1.1 Experimentální skupina**

Experimentální skupina čítala 9 probandů. Každému probandovi z experimentální skupiny bylo po prvním měření poskytnuto video se záznamem chůze po slackline. Jednalo se o totožné video, které proband viděl během měření. Proband byl požádán, aby toto video každý den zhlédl. Po (alespoň) 14 dnech se opět dostavil na měření, jehož průběh byl stejný jako při prvním měření.

#### **5.1.2 Kontrolní skupina**

Jedinců z kontrolní skupiny bylo 10. Podstoupili dvě měření v rozmezí (alespoň) 14 dní. Během tohoto časového úseku nepraktikovali trénink observace chůze po slackline.

## **5.2 Příprava měření**

V rámci přípravy měření došlo po očištění pokožky alkoholovým dezinfekčním prostředkem určeným na kůži k aplikaci elektrod. Elektrody byly aplikovány na oholenou pokožku, aby se předešlo vzniku nežádoucích artefaktů rušících výsledný záznam. Aplikace

elektrod byla lokalizována na střed izometricky kontrahovaného svalového bříška příslušných svalů obou dolních končetin, jak lze vidět na fotografii v příloze (Obrázek 10, 11 na str. 90, 91). Jednalo se o svaly m. biceps femoris, m. rectus femoris. Dále byla aplikována elektroda do oblasti sacra mezi pravý a levý horní zadní trn kosti kyčelní (spina iliaca posterior superior). Elektrody byly lepeny na kožní povrch hypoalergenní páskou a na bezpečnost probanda dohlížel v průběhu měření fyzioterapeut.

Délka měření jednoho probanda nepřesáhla dobu 60 minut, v případě únavy mohl proband měření přerušit.

### **5.3 Průběh měření**

Výzkumná část této diplomové práce sestávala ze dvou částí, a to z „observace chůze po čáře“ a „observace chůze po slackline“. Proband si na začátku experimentu losem zvolil, zda-li bude nejprve zkoumána aktivita svalů při observaci chůze po čáře, nebo při observaci chůze po slackline. Tím byla zajištěna randomizace, čímž bylo zamezeno případnému zkreslení výsledků vlivem adaptace na daný úkol. Pro tuto diplomovou práci byla využita pouze data zaznamenaná při observaci chůze po slackline.

Bylo-li náhodně zvoleno pořadí „chůze po čáře“ → „chůze po slackline“, došlo postupně k zaznamenání svalové aktivity v klidu, při observaci chůze po čáře, během samotné realizace chůze po čáře a opět při observaci chůze. Následně byl tento cyklus zopakován, ovšem běžná chůze byla nahrazena chůzí po slackline.

Výchozí pozicí pro všechny fáze měření byl napřímený stoj čelem k bílému plátnu s chodidly na šířku pánve. Horní končetiny visely volně podél těla a proband měl po celou dobu měření otevřené oči.

Chůze po slackline byla realizovaná na samonosné slackline konstrukci značky GIBBON (Gibbon, <https://www.gibbon-slacklines.cz/>). Šířka slackline byla 5 cm, délka 3 metry a výška nad zemí 30 cm (viz Obrázek 12 na str. 92).

#### **5.3.1 Klidová fáze (K)**

Prvotní měření klidové fáze zaznamenalo klidovou aktivitu svalů a posturální výchylky ve stoje. Proband stál ve výchozí pozici, díval se před sebe a v duchu si zpíval/přehrával písničku „Hodně štěstí, zdraví“. Doba trvání této fáze byla 30 sekund.

### **5.3.2 Observace chůze po slackline (PŘ1)**

Následně byl na zem před probanda umístěn monitor notebooku, na kterém bylo probandovi puštěno video se záznamem chůze po slackline z perspektivy první osoby (viz Obrázek 13 na str. 91). Proband byl vyzván k zaujmutí výchozí pozice pro měření a ke sledování videa. Tato fáze trvala 30 sekund.

### **5.3.3 Observace chůze po slackline 2 (PŘ2)**

Po realizaci pohybu, kdy proband 90 sekund chodil po slackline, následovala opět fáze „observace chůze po slackline“. Průběh měření byl stejný, jako při první observaci chůze po slackline (PŘ1). Délka měření byla opět 30 sekund.

## **5.4 Sběr a zpracování dat**

Sběr dat z výše popsaných fází měření probíhal pomocí elektromyografického přístroje Delsys Trigno (Natick, MA, USA)

za využití programu EMGworks Acquisition 4.7.8.

Jednotlivá data byla snímána a následně uchována pod iniciálami probandů pro zajištění anonymity.

Následně byla data analyzována v programu EMGworks®Analysis od firmy Delsys. Data byla upravena pomocí funkce „remove mean“ a následně byla použita funkce „root mean square“ s velikostí okna 0,125 s a překrytím 0,0625 s. Získaná data byla exportována do programu Microsoft Office Excel. U stanovených svalů a posturálních výchylek byly vypočítány průměrné hodnoty. Hodnocené svaly byly rozděleny do dvou skupin podle dominance dolní končetiny daného probanda. Vznikla tedy dominantní skupina (dom.) a nedominantní skupina (nedom.). Dominance dolní končetiny byla určena preferencí při kopu do míče (Petschnig, Baron a Albrecht, 1998, s. 24; Melick et al., 2017, s. 2; Kolářová et al., 2016, s. 415).

Z kvantitativních proměnných dat byl vypočítán průměr, medián, minimální hodnota, maximální hodnota a směrodatná odchylka. Prostřednictvím neparametrického testu Friedmannovy ANOVY byla porovnána měření v klidu, při observaci chůze na slackline před reálným provedením pohybu a při observaci chůze po slackline po reálném provedení pohybu. Tyto situace byly zkoumány u experimentální (sk:E) a kontrolní (sk:K) skupiny během prvního a druhého měření pro dané svaly (m. biceps femoris a m. rectus femoris) a pro posturální výchylky ve všech třech rovinách (podle osy x, y, z).

Porovnání statisticky významných rozdílů mezi prvním a druhým měřením obou skupin bylo provedeno pomocí Wilcoxonova párového testu.

Vliv tréninku observace chůze po slackline na svalovou aktivitu zmíněných svalů a posturální výchylky byl zjišťován prostřednictvím Mann-Whitneyho testu.



## 6 Výsledky

Výpočty byly dělány pro první a druhé měření zvlášť. Vždy byly vypočítány základní statistické veličiny a následně byla porovnána data z měření klid (K), měření před chůzí po slackline (PŘ1) a po chůzi po slackline (PŘ2). Vzhledem k tomu, že nevycházely statistické rozdíly, tedy že hodnoty p nebyly mezi jednotlivými měřeními (K, PŘ1, PŘ2) menší než 0,05, neprovádělo se porovnání mezi dvojicemi. Statisticky významný rozdíl (tučně zvýrazněno) vykazovaly pouze hodnoty ze 2. měření u experimentální skupiny v případě svalu m. biceps femoris dominantní končetiny. Charakter dat experimentální skupiny u svalu RF dominantní končetiny během druhého měření nedovoluje výpočet pravděpodobnosti Friedmannova testu (viz Tabulka 1 na str. 44).

Zmíněná data popisné statistiky jsou uvedena v následujících tabulkách (Tabulka 1-8 na str. 41-45). Data byla převedena z jednotek [V] na [mV] a pro větší přehlednost zaokrouhlena na tři desetinná místa.

**Tabulka 1** Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 1. měření u sk:K

Probandi (n = 10)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
RF dom. K	0,021	0,014	0,028	0,001	0,036	0,905
RF dom. PŘ1	0,021	0,015	0,025	0,001	0,040	
RF dom. PŘ2	0,021	0,014	0,028	0,001	0,037	
RF nedom. K	0,009	0,013	0,002	0,001	0,036	0,670
RF nedom. PŘ1	0,009	0,012	0,002	0,001	0,032	
RF nedom. PŘ2	0,006	0,008	0,002	0,001	0,020	
BF dom. K	0,008	0,009	0,003	0,001	0,029	0,150
BF dom. PŘ1	0,008	0,009	0,003	0,001	0,029	
BF dom. PŘ2	0,007	0,007	0,003	0,001	0,023	
BF nedom. K	0,012	0,007	0,013	0,001	0,023	0,202
BF nedom. PŘ1	0,012	0,007	0,014	0,002	0,021	
BF nedom. PŘ2	0,012	0,005	0,014	0,002	0,019	

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 2** Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 1. měření u sk:K

Probandi (n = 10)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
x K	0,026	0,020	0,019	0,004	0,057	0,905
x PŘ1	0,030	0,018	0,025	0,009	0,058	
x PŘ2	0,035	0,021	0,038	0,007	0,071	
y K	0,746	0,161	0,794	0,303	0,862	0,407
y PŘ1	0,707	0,154	0,777	0,382	0,827	
y PŘ2	0,801	0,068	0,809	0,674	0,923	
z K	0,282	0,152	0,260	0,086	0,650	0,150
z PŘ1	0,271	0,180	0,233	0,102	0,733	
z PŘ2	0,231	0,120	0,246	0,050	0,398	

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 3** Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 1. měření u sk:E

Probandi (n=9)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
RF dom. K	0,017	0,012	0,023	0,002	0,036	0,717
RF dom. PŘ1	0,018	0,013	0,023	0,001	0,036	
RF dom. PŘ2	0,018	0,012	0,024	0,001	0,035	
RF nedom. K	0,011	0,017	0,002	0,002	0,045	0,895
RF nedom. PŘ1	0,010	0,015	0,003	0,001	0,037	
RF nedom. PŘ2	0,010	0,014	0,003	0,001	0,040	
BF dom. K	0,005	0,006	0,002	0,002	0,015	0,368
BF dom. PŘ1	0,006	0,006	0,003	0,002	0,016	
BF dom. PŘ2	0,006	0,005	0,003	0,002	0,016	
BF nedom. K	0,013	0,005	0,014	0,002	0,016	0,895
BF nedom. PŘ1	0,012	0,005	0,014	0,002	0,016	
BF nedom. PŘ2	0,013	0,004	0,014	0,002	0,016	

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 4** Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 1. měření u sk:E,

Probandi (n=9)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
x K	0,055	0,031	0,049	0,009	0,113	0,169
x PŘ1	0,051	0,037	0,052	0,006	0,122	
x PŘ2	0,044	0,028	0,037	0,023	0,113	
y K	0,715	0,078	0,680	0,624	0,852	0,895
y PŘ1	0,734	0,099	0,772	0,541	0,848	
y PŘ2	0,719	0,103	0,678	0,546	0,850	
z K	0,324	0,107	0,309	0,190	0,541	0,895
z PŘ1	0,312	0,092	0,302	0,201	0,469	
z PŘ2	0,337	0,124	0,279	0,203	0,531	

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 5** Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 2. měření u sk:K

Probandi (n=10)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
RF dom. K	0,021	0,018	0,020	0,002	0,062	0,905
RF dom. PŘ1	0,021	0,019	0,021	0,002	0,062	
RF dom. PŘ2	0,021	0,019	0,020	0,002	0,003	
RF nedom. K	0,009	0,011	0,003	0,001	0,028	0,672
RF nedom. PŘ1	0,007	0,008	0,003	0,001	0,020	
RF nedom. PŘ2	0,009	0,010	0,005	0,001	0,028	
BF dom. K	0,007	0,006	0,004	0,001	0,016	0,273
BF dom. PŘ1	0,006	0,005	0,004	0,001	0,014	
BF dom. PŘ2	0,007	0,005	0,005	0,001	0,016	
BF nedom. K	0,012	0,008	0,013	0,001	0,016	0,202
BF nedom. PŘ1	0,013	0,008	0,015	0,003	0,030	
BF nedom. PŘ2	0,014	0,009	0,014	0,001	0,028	

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 6** Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 2. měření u sk:K,

Probandi (n=10)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
x K	0,033	0,028	0,022	0,005	0,084	0,189
x PŘ1	0,043	0,037	0,032	0,003	0,113	
x PŘ2	0,041	0,033	0,028	0,004	0,086	
y K	0,786	0,059	0,796	0,705	0,870	0,067
y PŘ1	0,816	0,061	0,827	0,722	0,914	
y PŘ2	0,799	0,053	0,812	0,717	0,868	
z K	0,204	0,063	0,205	0,091	0,327	0,067
z PŘ1	0,176	0,093	0,183	0,012	0,307	
z PŘ2	0,197	0,071	0,169	0,113	0,331	

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

**Tabulka 7** Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 2. měření u sk:E

Probandi (n=9)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
RF dom. K	0,022	0,011	0,026	0,002	0,031	-
RF dom. PŘ1	0,022	0,012	0,026	0,002	0,031	
RF dom. PŘ2	0,022	0,011	0,026	0,002	0,031	
RF nedom. K	0,007	0,010	0,002	0,001	0,026	0,459
RF nedom. PŘ1	0,007	0,009	0,002	0,001	0,021	
RF nedom. PŘ2	0,007	0,009	0,003	0,001	0,023	
BF dom. K	0,005	0,005	0,002	0,002	0,015	<b>0,008</b>
BF dom. PŘ1	0,006	0,007	0,003	0,002	0,021	
BF dom. PŘ2	0,007	0,007	0,003	0,002	0,021	
BF nedom. K	0,012	0,006	0,014	0,002	0,019	0,459
BF nedom. PŘ1	0,013	0,005	0,014	0,002	0,017	
BF nedom. PŘ2	0,013	0,004	0,014	0,003	0,016	

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

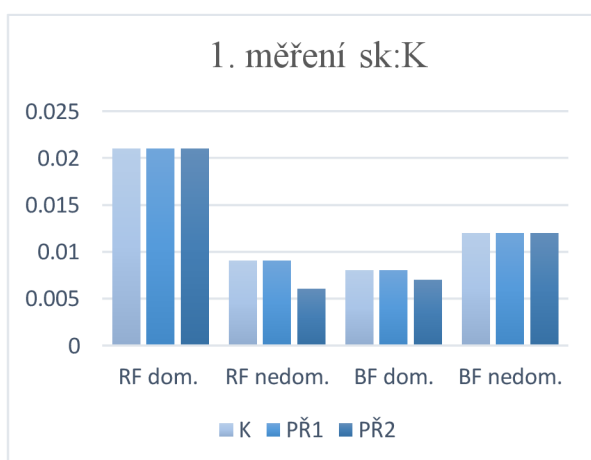
**Tabulka 8** Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 2. měření u sk:E,

Probandi (n=9)	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum	p
x K	0,036	0,027	0,039	0,005	0,087	0,139
x PŘ1	0,040	0,030	0,044	0,003	0,090	
x PŘ2	0,040	0,024	0,045	0,009	0,083	
y K	0,668	0,223	0,714	0,099	0,836	0,222
y PŘ1	0,750	0,093	0,789	0,594	0,835	
y PŘ2	0,733	0,099	0,753	0,564	0,830	
z K	0,336	0,168	0,268	0,155	0,716	0,641
z PŘ1	0,303	0,104	0,300	0,161	0,419	
z PŘ2	0,308	0,107	0,298	0,187	0,446	

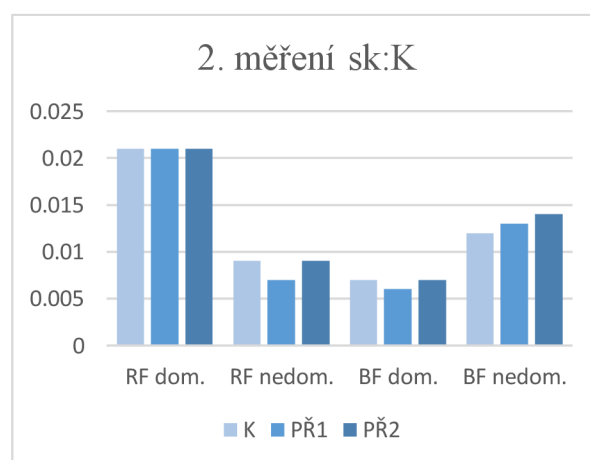
**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu, SD – směrodatná odchylka, p – hladina významnosti, n – číslovka

V následujících grafech (Obrázek 2-5 na str. 45, 46) je zobrazena průměrná hodnota aktivity svalů kontrolní a experimentální skupiny během klidové fáze měření (K), observace před provedením pohybu (PŘ1) a observace po provedení pohybu (PŘ2).

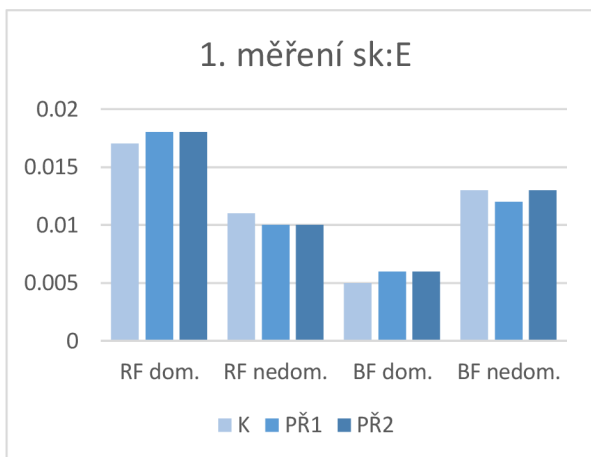
První dva grafy (Obrázek 2-3 na str. 45) popisují průměrnou aktivitu svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris kontrolní skupiny během obou měření. Další dva grafy (Obrázek 4-5 na str. 46) zachycují průměrnou aktivitu svalů během obou měření u experimentální skupiny. V rámci naměřených hodnot nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly.



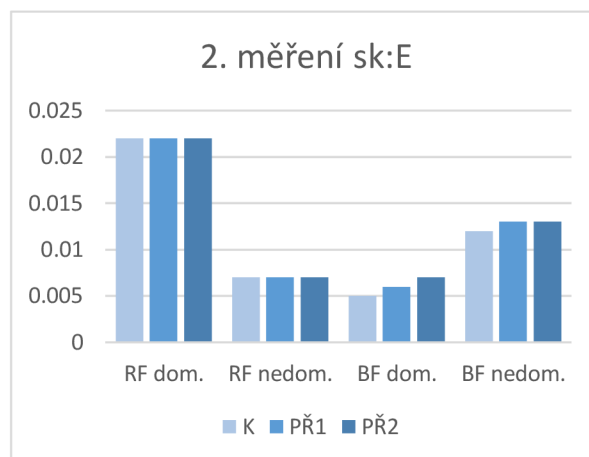
**Obrázek 2** Průměrné hodnoty svalové aktivity u kontrolní skupiny během 1. měření



**Obrázek 3** Průměrné hodnoty svalové aktivity u kontrolní skupiny během 2. měření



**Obrázek 4** Průměrné hodnoty svalové aktivity u experimentální skupiny během 1. měření

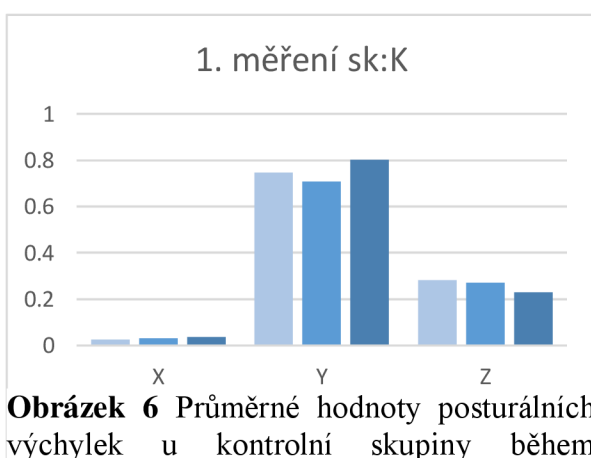


**Obrázek 5** Průměrné hodnoty svalové aktivity u experimentální skupiny během 2. měření

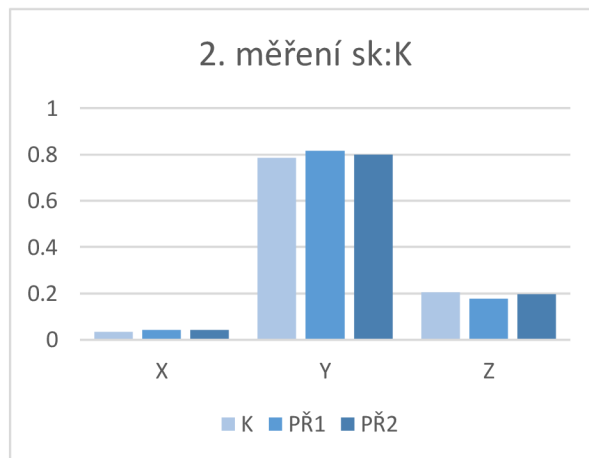
**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace před reálným provedením pohybu, PŘ2 – observace po reálném provedení pohybu

Průměrné hodnoty posturálních výchylek kontrolní a experimentální skupiny během klidové fáze, observace před provedením pohybu a observace po provedení pohybu jsou zaznamenány na následujících čtyřech grafech (Obrázek 6-9 na str. 46, 47). Posturální výchylky jsou zaznamenány pro všechny tři osy (x, y, z) v jednotkách zrychlení g.

První dva grafy (Obrázek 6-7) se týkají kontrolní skupiny během prvního a druhého měření. Následující dva grafy (Obrázek 8-9) zobrazují posturální výchylky u experimentální skupiny. Ani v těchto případech nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly.



**Obrázek 6** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 1. měření

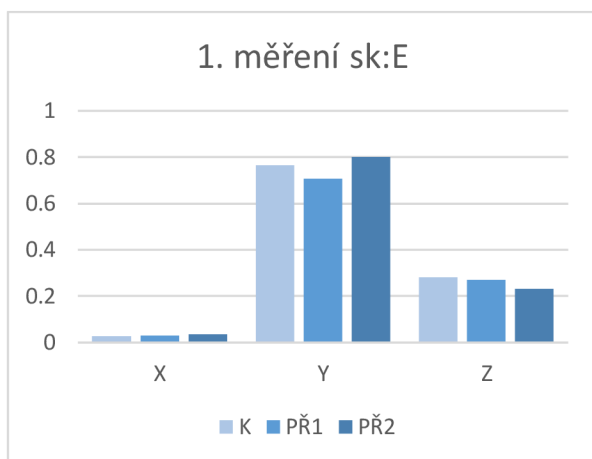


**Obrázek 7** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 2. měření

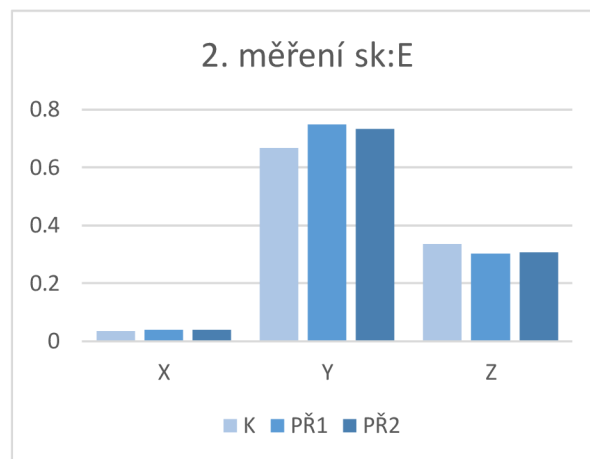
**Obrázek 7** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 2. měření

**Obrázek 6** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 1. měření

**Obrázek 7** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 2. měření



**Obrázek 8** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 1. měření



**Obrázek 9** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 2. měření

**Obrázek 9** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 2. měření

**Obrázek 8** Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 1. měření

Experimentální skupina během druhého měření vykazovala oproti kontrolní skupině nižší hodnoty posturálních výchylek ve vertikálním směru. Naopak vyšší hodnoty u experimentální skupiny byly pozorovány v antero-posteriorním směru.

Porovnání mezi prvním a druhým měřením u obou skupin bylo provedeno pomocí Wilcoxonova párového testu. Výsledné hodnoty asymptotické testové statistiky ( $U_0$ ) a p-hodnot jsou uvedeny v následujících tabulkách (Tabulka 9-14 na str. 48, 49). V žádném z měření pro aktivitu svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris a pro posturální výchylky nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly. Odpovídající asymptotická p-hodnota vždy nabyla hodnot vyšších než 0,05, tedy na asymptotické hladině významnosti 0,05 nebylo možné nulovou hypotézu zamítnout. Hodnoty blíží se statistické významnosti byly zaznamenány u svalu m. rectus femoris dominantní končetiny experimentální skupiny během klidové fáze ( $p = 0,066$ ) a u posturálních výchylek na ose x experimentální skupiny taktéž během klidové fáze (0,086).

**Tabulka 9** Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během klidové fáze

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
RF dom.	0,153	0,878	1,836	0,066
RF nedom.	0,764	0,445	1,362	0,173
BF dom.	0,357	0,721	0,415	0,678
BF nedom.	0,459	0,646	0,296	0,767

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, sk:K – kontrolní skupina, sk:E – experimentální skupina, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika

**Tabulka 10** Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během klidové fáze

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
x	0,357	0,721	1,718	0,086
y	0,866	0,386	0,296	0,767
z	1,580	0,114	0,770	0,441

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika

**Tabulka 2** Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během fáze PŘ1

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
RF dom.	0,316	0,721	0,667	0,314
RF nedom.	0,968	0,333	1,481	0,139
BF dom.	0,357	0,721	1,125	0,260
BF nedom.	0,866	0,386	0,533	0,594

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, sk:K – kontrolní skupina, sk:E – experimentální skupina, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika

**Tabulka 12** Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během fáze PŘ1

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
x	0,764	0,445	0,770	0,441
y	1,478	0,139	0,652	0,515
z	1,682	0,093	0,059	0,953

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika



**Tabulka 13** Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během fáze PŘ2

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
RF dom.	0,459	0,646	1,244	0,214
RF nedom.	1,070	0,285	1,244	0,214
BF dom.	0,255	0,799	0,652	0,515
BF nedom.	0,153	0,878	0,178	0,859

**Legenda:** RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, sk:K – kontrolní skupina, sk:E – experimentální skupina, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika

**Tabulka 14** Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během fáze PŘ2

Proměnné	sk:K		sk:E	
	U <sub>0</sub>	p-hodn.	U <sub>0</sub>	p-hodn.
x	0,721	0,721	0,296	0,767
y	0,255	0,799	0,415	0,678
z	1,070	0,285	0,770	0,441

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, U<sub>0</sub> – asymptotická testová statistika

Statisticky významný rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou byl zjišťován pomocí Mann-Whitneyho testu (Tabulka 15 na str. 50).

Během prvního měření nebyly zaznamenány žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami, což odpovídá náhodnému rozdělení probandů do obou skupin. Skupiny se tedy od sebe navzájem na začátku měření výrazně nelišily.

Z výsledků je patrný statisticky významný rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou během druhého měření v hodnotách posturálních výchylek v antero-posteriorním směru na ose z (tučně zvýrazněno). Experimentální skupina se vyznačovala vyššími hodnotami ve všech fázích měření (klid, observace pohybu před realizací pohybu, observace pohybu po realizaci pohybu). Během druhého měření nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly mezi skupinami u hodnot pro svalovou aktivitu svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris ani pro posturální výchylky v medio-laterálním směru (na ose x) a ve vertikálním směru (na ose y).

**Tabulka 15** Mann-Whitneyho U Test - porovnání mezi skupinami

p-hodn.	měření			měření		
	K	PŘ1	PŘ2	K	PŘ1	PŘ2
x	0,055	0,206	0,653	0,838	0,838	0,903
y	0,111	0,967	0,131	0,066	0,111	0,094
z	0,307	0,178	0,206	<b>0,020</b>	<b>0,030</b>	<b>0,020</b>
RF dom.	0,348	0,540	0,391	0,653	0,653	0,596
RF nedom.	0,348	0,488	0,270	0,775	0,967	0,903
BF dom.	0,653	0,653	0,838	0,153	0,488	0,438
BF nedom.	0,348	0,903	0,540	0,348	0,713	0,903

**Legenda:** x – akcelerometrické hodnoty pro medio-laterální osu x, y – akcelerometrické hodnoty pro svislou osu y, z – akcelerometrické hodnoty pro antero-posteriorní osu z, RF – m. rectus femoris, BF – m. biceps femoris, dom. – dominantní končetina, nedom. – nedominantní končetina, K – klid, PŘ1 – observace chůze po slackline před provedením pohybu, PŘ2 – observace chůze po slackline po provedení pohybu

## 6.1 Vyjádření k hypotézám

Hypotéza **H01** (aktivita svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu nemění) byla zamítnuta pro m. biceps femoris dominantní končetiny během druhého měření ( $p = 0,008$ ). Tuto hypotézu pro všechny ostatní případy (tzn. m. biceps femoris dominantní končetiny prvního měření, m. biceps femoris nedominantní končetiny prvního a druhého měření, m. rectus femoris dominantní i nedominantní končetiny prvního i druhého měření) nebylo možné zamítnout (viz Tabulka 1, 3, 5, 7 na str. 41–44).

Hypotéza **HA1** (aktivita svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu mění) byla zamítnuta pro m. biceps femoris dominantní končetiny prvního měření, m. biceps femoris nedominantní končetiny prvního a druhého měření, m. rectus femoris dominantní i nedominantní končetiny prvního i druhého měření. Hypotézu nelze zamítnout pro m. biceps femoris dominantní končetiny během druhého měření (viz Tabulka 1, 3, 5, 7 na str. 41–44).

Hypotézu **H02** (posturální výchylky se během klidové fáze, observace chůze po slackline před a po reálném provedení pohybu nemění) nebylo možné zamítnout ani u jedné skupiny pro žádné hodnoty posturálních výchylek vztažených k osám x, y z, a to jak při prvním, tak při druhém měření.

Hypotéza **HA2** (posturální výchylky se během klidové fáze, observace chůze po slackline před provedením pohybu a po reálném provedení pohybu mění) byla zamítnuta pro všechny tři osy x, y, z experimentální i kontrolní skupiny prvního i druhého měření.

Hypotézu **H03** (trénink observace nemá vliv na svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris během observace chůze po slackline) nebylo možné zamítnout pro žádný ze svalů, a to jak dominantní, tak i nedominantní dolní končetiny.

Hypotéza **HA3** (trénink observace má vliv na svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris během observace chůze po slackline) byla zamítnuta pro svaly m. biceps femoris i m. rectus femoris dominantní i nedominantní dolní končetiny.

Hypotézu **H04** (trénink observace nemá vliv na posturální výchylky během observace chůze po slackline) bylo možné zamítnout pro posturální výchylky na ose z, neboť vyšel

statisticky významný rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou. Tuto nulovou hypotézu nebylo možné zamítnout pro hodnoty posturálních výchylek na ose x a na ose y.

Hypotéza **HA4** (trénink observace má vliv na posturální výchylky během observace chůze po slackline) nebyla zamítnuta pro posturální výchylky na ose z. K zamítnutí této hypotézy došlo u hodnot posturálních výchylek na ose x a y.

## 7 Diskuse

Jednou z nejpozoruhodnějších schopností lidské mysli je její potenciál simulovat vjemy, činnosti a další druhy zkušeností (Moran et al., 2012, s. 94). Pasivní pozorování činností prováděných jinými lidmi aktivuje v mozku dospělého člověka některé z korových oblastí, které se podílejí i na skutečném provádění činností. To přispívá k rozpoznávání činností druhých lidí. K tomuto mechanismu dochází prostřednictvím aktivace buněk známých jako zrcadlové neurony (Lepage a Théoret, 2006, s. 2505), DMO velmi úzce souvisí s plasticitou CNS. Objevení systému zrcadlových neuronů bylo nezbytné pro následný vývoj terapie založené na principu observace (Temporiti et al., 2020, s. 1), která byla předmětem zkoumání této diplomové práce.

### 7.1 Observace

Zásadní otázka týkající se problematiky observace pohybu se ptá, jak je observace pohybu druhého jedince propojená se samotným motorickým jednáním pozorovatele (Cuijpers et al., 2006, s. 311). Odpověď na tento dotaz nabízí poznatky moderní neurovědy, které uvádí, že při pozorování a provádění stejných pohybových činností dochází v CNS k zapojení obdobných neurálních okruhů. Toto zapojení se projevuje například tím, že pozorování určité činnosti vede k jejímu následnému rychlejšímu provedení. Naopak pomalejší realizace pohybu je přítomna ve chvíli pozorování totožné části těla vykonávající jiný pohyb. Pro názorný příklad lze uvést realizaci extenze prstů při observaci flexe prstů. Ke zpomalení realizaci pohybu dochází i v případě pozorování pohybu jiné části těla, např. pohyb dolní končetiny při observaci pohybů horní končetiny (Obhi a Hogeveen, 2010, s. 427; Brass, Bekkering a Prinz, 2001, str. 6). Proto byl experiment observace pohybu fokusován na aktivitu svalů účastníků se chůze po slackline. Zároveň byla snaha zajistit nejvyšší možnou míru korelace mezi videozáznamem zachycujícím chůzi po slackline a podmínkami probanda. Video bylo tedy natáčeno ve stejných prostorách, kde probíhalo následné měření, a bylo pořízeno z perspektivy první osoby.

Z předešlých studií vyplývá, že je možné skrze observaci pohybu facilitovat motorický systém jedince (Mulder, 2007, s. 1270). Jednotlivé zrcadlové neurony kódují určitý motorický úkon, který se odehrává před pozorovatelem. Existují důkazy, že díky funkční organizaci zrcadlových neuronů v parietální a premotorické korové oblasti je pozorovatel také schopen porozumět důvodu, proč je tento motorický úkon prováděn. Jinými slovy je možné pochopit, co je cílem vykonávaného pohybu (Fabbri-Destro a Rizzolatti, 2008, s. 173).

Autoři Urgesi et al. (2006) zkoumali vliv observace na facilitaci potenciálů zaznamenaných ve svalech ruky během observace pohybů prstů. Cílem experimentu bylo zjistit, zda-li aktivace svalu souvisí s jeho funkční úlohou v observovaném pohybu. Výsledky prokázaly facilitaci m. interosseus dorsalis pouze ve chvíli observace pohybů druhého prstu (ukazováku). Tento sval by byl v případě reálného provedení pohybu skutečně do pohybu zapojen. Zjištění, že k motorické facilitaci dochází pouze během observace pohybu, který odpovídá motorické funkci zkoumaného svalu, je v souladu s představou, že observované pohyby jsou přímo propojené s motorickým systémem pozorovatele (Urgesi et al., 2006, s. 2522, 2527). V této práci se však nepodařilo jednoznačně prokázat rostoucí tendenci svalového napětí během observace pohybu, která souvisela s aktivitou zkoumaných svalů. U některých probandů byl sice trend rostoucí, ovšem došlo k zaznamenání i opačného efektu observace. Tedy že v klidové fázi byla aktivita svalů vyšší než během observace pohybu. Bylo však zjištěno, že během všech fází měření převažovala na dominantní končetině aktivita svalu m. rectus femoris a naopak na nedominantní končetině vykazoval vyšší aktivitu m. biceps femoris.

## **7.2 Posturální změny během observace**

Člověk je stvořen jako bytost se schopností pohybu. Svaly produkují sílu, která je prostřednictvím úponů přenesena na kosti, a tak dochází k pohybu těla. Ve srovnání se svými čtyřnohými protějšky nemají lidé tak velkou biomechanickou stabilitu. Quadruped zajišťuje zvířatům dobrou stabilitu a je poměrně obtížné je takříkajíc „vyvést z rovnováhy“, což se nedá říct o člověku, tedy bipedálnímu jedinci (Howe a Oldham, 2001, s. 105). Snahu o zajištění stabilní postury a jistou míru náročnosti bylo možné sledovat i v rámci experimentu. Již při klidném stoji bylo možné pouhým okem zachytit mírné titubace probandů. Při náročnějších posturálních aktivitách (chůze po čáře, chůze po slackline) nezdědky docházelo k instabilitě probanda.

Dvěma základními důvody instability člověka je malá kontaktní plocha a vysoko uložené těžiště těla (Howe a Oldham, 2001, s. 105-106; Vařeka, 2002, s. 115). Tato biomechanická predispozice vyžaduje zapojení smyslových složek a adekvátní funkci CNS, která kompenzuje vliv neustále působící gravitační síly a dalších vlivů působících na lidské tělo (Runge et al., 1999, s. 161). Proti účinku gravitačních sil konstantně pracuje svalový aparát. Ten obstarává tah osového skeletu v opačném směru, než působí síla gravitace (Patton a Thibodeau, s. 318) a zajišťuje aktivní držení postury ve třech rovinách. Tento posturální

dynamický děj (Véle, 2006, s. 101) je doprovázen oscilacemi těžiště těla. V této studii docházelo u probandů k největším výchylkám těžiště na vertikální ose. Naopak nejmenší titubace byly zaznamenány v medio-laterálním směru.

Stabilita je výsledkem automatického propojení několika somatických systémů (Skelton, 2001, s. 34). Zajištění stabilního držení těla závisí na zpracování a integraci informací ze zrakového, somatosenzorického, vestibulárního systému a na modulaci reakcí ze strany pohybového aparátu (Borah et al., 2007, s. 7; Horak, 2006, s. ii7). Chodidla ohraničují opěrnou bazi těla a sacrum tvoří opěrnou bazi páteře (Kappler, 1982, s. 598). Deficity v posturální kontrole/svalové síle představují důležité rizikové faktory zranění (Grancher et al., 2010, s. 717).

Zdá se, že jedním z možných přístupů, jak ovlivnit stabilitu jedince, může být i observace pohybu. Výsledek studie autorů Gatti et al. (2019, s. 1-8) ukázal, že observace spojená s imitací pohybu má u mladých zdravých lidí podobný efekt na zlepšení posturální stability jako balanční trénink. Do této studie bylo zapojeno 79 zdravých lidí ve věku 19-24 let. Tito probandi byli rozděleni do 4 skupin. První skupina se v rámci tréninku věnovala observaci pohybu, druhá skupina vedle observace pohybu prováděla také imitaci, třetí skupina podstoupila balanční trénink a poslední skupina byla kontrolní, bez jakékoli intervence. Tréninkové období trvalo tři týdny a probandi z prvních třech skupin se intervencí věnovali půl hodiny každý den. Pro hodnocení bylo využito silové plošiny a posturografických testů. Ve srovnání s kontrolní skupinou došlo k signifikantnímu zlepšení rovnováhy u skupiny věnující se balančnímu tréninku a observaci s imitací. Jedinci z první skupiny, která se věnovala pouze observaci bez imitace, vykazovali též zlepšení rovnováhy, ovšem oproti kontrolní skupině nebyl zaznamenán významný rozdíl (Gatti et al., 2019, s. 2-4).

Podobného výsledku bylo dosaženo i v této diplomové práci, která pro výzkum použila podobný výzkumný vzorek (zdravé mladé jedince). Délka období věnovaná tréninku observace byla taktéž podobná. Došlo k zaznamenání změn posturálních výchylek v jednotlivých směrech mezi skupinami, ovšem nebyla nalezena jednoznačná tendence, která by vedla ke zvětšení či zmenšení těchto hodnot. Lze ale zmínit, že experimentální skupina vykazovala během druhého měření v porovnání s kontrolní skupinou nižší hodnoty posturálních výchylek ve vertikálním směru a vyšší hodnoty v antero-posteriorním směru. Je však otázkou, do jaké míry trénink observace odpovídal za tyto změny, když k naměřené rozdílné hodnotě došlo i během klidové fáze.

Jisté změny v souvislosti s observací pohybu byly tedy patrné, ovšem jednoznačný trend nevykazovaly.

Objasnit vliv observace pohybu na symetrické rozložení hmotnosti DKK a stabilitu jedince bylo cílem studie autorů Ghanjal et al. (2013, s. 1-9). Studie se účastnilo 91 zdravých lidí ve věku 20 až 45 let. Z výsledků studie autoři usuzují, že observace pohybu může být účinnou metodou pro zlepšení rovnováhy zdravých lidí během stoje na stabilním i nestabilním povrchu. Zároveň bylo zaznamenáno, že v souvislosti s observací pohybu vykazovaly lepší výsledky ženy. Z tohoto zjištění autoři usuzují, že systém zrcadlových neuronů může být u žen více citlivý než u mužů (Ghanjal et al., 2013, s. 1-9). V této diplomové práci však nebyl zaznamenán vliv pohlaví na výsledné hodnoty měření.

### **7.3 Observace pohybu u lidí bez zdravotního deficitu**

Navzdory množství dostupných informací o systému zrcadlových neuronů u dospělých jedinců se jen málo hovoří o jeho existenci u dětí. Autoři Lepage a Théoret ve své studii (2006, s. 2505-2520) zaměřili pozornost na aktivitu kortexu u patnácti dětí, které byly mladší 11 let. V rámci experimentu byla využita observace a exekuce jednoduchých pohybů horními končetinami. Data z této studie potvrzují existenci systému, který propojuje „pozorované úkony s vykonávanými“ již v nezralém lidském mozku. Toto zjištění může mít klinickou hodnotu pro pochopení neurovývojových poruch spojených s poruchou v oblasti systému zrcadlových neuronů. Mezi tyto poruchy lze zařadit např. poruchy autistického spektra (Lepage a Théoret, 2006, s. 2506, 2509), které jsou mnohdy spojené s výskytem abnormální funkce zrcadlových neuronů (Nishitani, Avikainen a Hari, 2004, s. 558).

Cílem studie autorů Emuk, Kahraman a Sengul (2023, s. 18-25) bylo prozkoumat vliv observace na funkční motoriku ruky a vyhodnotit, zda-li je observace vlastní činnosti účinnější než observace někoho jiného. Do studie bylo zařazeno 60 zdravých mladých dospělých s dominancí pravé horní končetiny (32 žen, 28 mužů, průměrný věk byl  $21,32 \pm 1,07$  let). Pro objektivizaci výsledků byl použit funkční test Jebsen Taylor Hand Function Test. Jedinci byli náhodně rozděleni do pěti skupin s rozdílnými úkoly, které plnili v rámci jednoho sezení. Účastníci výzkumu z první skupiny pozorovali vlastní pohyb, jedinci ze druhé skupiny pozorovali pohyb z pozice třetí osoby, třetí skupina realizovala daný pohyb, čtvrtá skupina pozorovala video, které nemělo souvislost se zkoumaným pohybem a poslední skupina byla kontrolní. Významné rozdíly oproti kontrolní skupině vykazovaly jedinci, kteří vykonávali daný pohyb, kteří observovali vlastní pohyb, nebo ti, kteří pozorovali pohyb z pozice třetí osoby. Dále byly zjištěny významné rozdíly mezi skupinou,



kteřá observovala vlastní pohyb a tou, kteřá pozorovala video, kteřé se netýkalo daného pohybu. Naopak nebyl pozorován rozdíl mezi skupinou realizující pohyb a skupinou observující vlastní pohyb. Podle autorů této studie lze souhrnně říci, že již jedna intervence observace pohybu může zlepšit funkci ruky u zdravých dospělých. V této diplomové práci však k potvrzení tohoto výsledku nedošlo. Předmětem zkoumání byla sice jiná část těla, ale princip měření zůstal stejný. Na svalové aktivitě se neprojevílo, zda-li byl proband v klidu, nebo jestli pozoroval chůzi po slackline. Ani realizace pohybu a následná observace pohybu neměla za následek výraznou změnu svalového napětí.

Na základě výsledků studie Emuk, Kahraman a Sengul (2023, s. 18-25) autoři usuzují, že při observaci vlastního pohybu dochází k větší aktivaci zrcadlových neuronů (Emuk, Kahraman a Sengul, 2023, s. 18-19).

### **7.3.1 Observace pohybu ve sportu**

Úrodnou půdou pro výzkum vlivu určité pohybové zkušenosti na následné pohybové chování jedince může být oblast sportu. U řady sportů jsou visuo-motorické vjemy a předešlé zkušenosti úzce spjaty s následným výkonem. (Karlinsky, Zentgraf a Hodges, 2017, s. 263).

Podle autorů Moran et al. (2012, s. 102) může trénink observace pohybu zlepšit sportovní výkon. Klíčem k poznání těchto mechanismů je zjištění, že procesy observace a představy pohybu sdílejí téže neuronální reprezentace v CNS (Conson et al., 2009, s. 71). Tyto dva procesy mají tendenci vyvolávat aktivitu v primární a premotorické oblasti, suplementární motorické oblasti, mozečku a bazálních gangliích. Řada kortikálních okruhů aktivních při realizaci určitého pohybu se aktivuje i v případě, kdy jedinec pozoruje, jak tyto činnosti vykonává někdo jiný. To podporuje myšlenku, že tyto sdílené motorické oblasti jsou důležité pro rozpoznávání úkonů, cílů a předvídaní jednání druhých prostřednictvím pozorované nebo představované činnosti (Moran et al., 2012, s. 103).

Schopnost předvídat jednání druhých má zásadní význam pro efektivní sociální interakce, zejména v soutěžní oblasti, tzn. ve sportu. Znalost nadcházejících pohybů tak umožňuje nejen reakci na jednání soupeře, ale dokonce umožňuje predikci jeho budoucího chování. Studie naznačují, že nám k predikci chování druhých lidí slouží vlastní motorický systém a že je pro tuto schopnost zásadní fronto-parietální oblast (Abreu et al., 2012, s. 1646).

Zároveň platí, že čím známější pohyb jedinec pozoruje, tím větší je motorická odpověď na úrovni CNS. Tuto aktivitu lze objektivizovat prostřednictvím fMRI a transkraniální magnetické stimulace (Moran et al., 2012, s. 103). Lze se ovšem také setkat

s teorií, že zkušeným jedincům stačí k naplánování a provedení určitého motorického úkonu nižší kortikální aktivita než jedincům, pro které je daná pohybová aktivita nová. Tedy aktivita mozku během observace známých pohybů bude nižší. Tento fenomén je označován termínem „neural efficiency“ (Moran et al., 2012 s. 104).

Dalším prostředkem pro zkoumání vlivu observace pohybu je elektroencefalografie (EEG). Té bylo využito ve studii Song et al. (2011, s. 15-21), která se zaměřila na observaci simulace jízdy na lyžích. Výzkumu se zúčastnilo 30 zdravých jedinců, kteří byli rozděleni do tří skupin po deseti lidech. Jedinci z první skupiny vykonávali reálný pohyb, jedinci ze druhé skupiny pozorovali daný pohyb a probandi ze třetí skupiny patřili do kontrolní skupiny. Ti vykonávali jiný druh pohybu, než byl předmětem zkoumání. Pomocí EEG byly získávány a zaznamenávány informace z osmi oblastí pokožky hlavy. Vždy se tak dělo jednu minutu před, během a následně po observaci či exekuci pohybu. Výsledky této studie ukázaly, že observace pohybu ovlivňuje aktivaci mozku obdobně jako skutečně vykonávaný pohyb. Z tohoto zjištění autoři usuzují, že lze aktivaci CNS prostřednictvím observace pohybu využít v rámci fyzioterapie u imobilních pacientů, nebo u jedinců, kteří momentálně nejsou schopni vykonávat skutečný pohyb (Song et al., 2011, s. 19).

Zjištění studie Orlandi, Zani a Proverbio (2017, s. 168-181) poskytují důkazy, že získané taneční zkušenosti modifikují schopnost vizuálně kódovat komplexní pohyby celého těla. Studie se zúčastnilo 12 profesionálních tanečnicků a 12 amatérů, konkrétně vysokoškolských studentů bez tanečních zkušeností. Všem zúčastněným bylo promítnuto 440 barevných tří-sekundových videozáznamů. Na videích byly zachyceny komplexní pohyby celého těla profesionálních tanečnicků, přičemž šlo o 220 tanečních pohybů a 220 mírných variací každého z nich pro ozřejmění pozornosti účastníků. Účastníci studie seděli během experimentu v tmavé odhlučněné místnosti a sledovali videa na obrazovce. Prostřednictvím EEG se ukázalo, že vnímání odchylek mezi dvěma téměř identickými tanečními pohyby bylo patrné pouze u skupiny profesionálních tanečnicků. Autoři se domnívají, že se tak dělo v důsledku jejich dlouholetých vizuomotorických zkušeností. Jedinci z kontrolní skupiny nebyli schopni zaznamenat takto malé odchylky v rámci komplexních pohybů (Orlandi, Zani a Proverbio, 2017, s. 168-181).

Účastníky studie autorů Cross, Hamilton a Grafton (2006, s. 1257-1267) byli profesionální tanečníci, kteří pět hodin týdně po dobu pěti týdnů nacvičovali zcela nový tanec. Tanečnickům byla týdně zaznamenávána aktivita mozku prostřednictvím fMRI. Při měření fMRI tanečníci pozorovali a zároveň si představovali, jak provádějí

různé pohybové sekvence. Polovina pozorovaných pohybů vycházela z nacvičovaného tance a druhou polovinu tvořily kontrolní, předem nenacvičené pohyby. Samotní tanečníci hodnotili schopnost provádět nacvičované taneční sekvence čím dál lépe (s rostoucím počtem tréninků byla jejich schopnost provádět daný pohyb větší). Naproti tomu u kontrolních pohybových sekvencí k tomuto zlepšení nedošlo (Cross, Hamilton a Grafton, 2006, s. 1257).

### **7.3.2 Observace pohybu v hudební oblasti**

Efekt observace pohybu u pianistů zkoumali prostřednictvím fMRI autoři Hou et al. (2017, s. 47-55). Experimentu se zúčastnili čtyři pianisté a čtyři jedinci, kteří nehráli na žádný hudební nástroj. Všichni zhlédli 16 různých videozáznamů klavírních vystoupení, které pro účely studií Westney et al. (2015, s. 353-381; 2016, s. 2-21) nahráli 4 profesionální pianisté. Skladby se hrály ve dvou režimech. V režimu „Correct“ (klavírista byl instruován, aby hrál skladbu s důrazem na technickou správnost) a v režimu "Enjoyment" (klavírista dostal pokyn, aby se uvolnil a jednoduše si hraní užil). Při sledování videozáznamů byla u profesionálních pianistů zaznamenána výrazně vyšší aktivita kortikálních oblastí než u jedinců druhé skupiny. Zajímavé bylo zjištění, že u obou skupin měla observace hry na piano v režimu „Enjoyment“ a „Correct“ rozdílný vliv na aktivaci jednotlivých kortikálních struktur. Výraznější rozdíly však byly zaznamenány během observace v režimu „Enjoyment“ (Hou et al., 2017, s. 46, 49, 50).

## **7.4 Přínos observace do RHB praxe**

V rámci terapie se observace pohybu používá zejména při rehabilitaci pacientů po CMP v chronickém stádiu (více než šest měsíců po akutní příhodě), u pacientů s Parkinsonovou nemocí, u lidí s roztroušenou sklerózou nebo dětskou mozkovou obrnou. Této terapii se využívá i u pacientů s jinými než neurologickým onemocněními, jako jsou pacienti po ortopedických operacích, např. totální endoprotéze (TEP) kyčelního nebo kolenního kloubu (Buccino, 2014, s. 3; Ryan et al., 2021, s. 3).

### **7.4.1 Observace pohybu u pacientů po CMP**

Rehabilitace motorických funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě bývá obtížná. Vzhledem k závažnosti postižení a zhoršené nebo vymizelé schopnosti volního pohybu není obnova těchto funkcí zaručena. Rehabilitační metody založené na fungování systému zrcadlových neuronů, tedy observace, imaginace a imitace pohybu, využívají tohoto principu

k obnovení motorických funkcí jako alternativní metodu nebo doplněk k tradiční rehabilitaci (Garrison, Winstein a Aziz-Zadeh, 2010, s. 404).

Reorganizace motorických oblastí v kortexu pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě byla zkoumána v řadě studií, které se zaměřovaly především na možné korelace mezi prováděním úkolů a obnovou motorických funkcí (Brunner et al., 2014, s. 874).

Autorky Kim a Lee (2013) ve své studii porovnávaly efekt observace a imaginace pohybu u pacientů v chronickém stádiu po CMP. Studie se zúčastnilo 30 pacientů, kteří prodělali CMP před více než šesti měsíci od začátku studie. Pacienti byli náhodně rozděleni do tří skupin. Jedinci z první skupiny se věnovali mimo běžné terapie také tréninku observace. Trénink observace byl realizován v rámci pěti sezení během 4 týdnů, přičemž délka sezení byla vždy 30 minut. Pacienti ze druhé skupiny během pěti sezení v časovém horizontu 4 týdnů podstoupili vedle běžné terapie trénink představy pohybu. Třetí skupina byla kontrolní, pouze s běžnou terapií.

Pro hodnocení stability a parametrů chůze byly využity následující testy: Time up and go, Functional Reaching Test, Walking Ability Questionnaire, and Functional Ambulation Category. Pomocí systému GAITRite byly rovněž zjišťovány časoprostorové parametry chůze.

Výsledky ukázaly, že pacienti s terapií obohacenou o observaci pohybu měli v porovnání s pacienty s pohybovou terapií signifikantně lepší hodnoty v testu Time Up nad Go, došlo ke zlepšení rychlosti, kadence chůze a opory o postiženou končetinu. Mezi pacienty, kteří měli terapii obohacenou o observaci pohybu a představu pohybu nebyly zjištěny signifikantní rozdíly. Z této studie tedy vyplývá, že trénink představy pohybu a observace pohybu vede ke zlepšení dynamické stability jedince a parametrů chůze. Výsledky naznačují, že je možné a zároveň vhodné využít tréninku observace i u pacientů po CMP (Kim a Lee, 2013, s. 565).

To potvrzuje i studie autorů Brunner et al. (2014, s. 874-884). Této studie se zúčastnilo 18 pacientů v subakutním stádiu po CMP a 18 jedinců, kteří tvořili kontrolní skupinu. Autoři v rámci výzkumu měřili pacienty pomocí funkční magnetické rezonance (fMRI) v časném stádiu po CMP (1-2 týdny po výskytu příznaků CMP) a po 3 měsících. Kontrolní skupina absolvovala pouze jedno měření fMRI. V rámci studie byla pozorována shodná neuronální aktivita během observace a exekuce pohybu horní končetinou zejména v následujících korových oblastech: lobus parietalis superior a inferior, gyrus precentralis, cortex insularis a gyrus temporalis inferior. Neuronální odezva během observace byla u experimentální skupiny při druhém měření vyšší. Nejvíce aktivovaných neuronálních shluků u obou skupin

bylo zaznamenáno v oblastech souvisejících s pohybem, tzn. v premotorické, motorické, suplementární motorické oblasti mozkové kůry. Aktivita byla patrná i v dalších oblastech, jako je gyrus temporalis inferior a thalamus. Při druhém měření bylo zároveň u většiny pacientů prokázáno funkční zlepšení pohybů HK. Byla též zjištěna korelace mezi zlepšením motorických funkcí HK a zvýšenou aktivací cerebella a premotorické oblasti. U většiny pacientů došlo k plnému obnovení pohybových funkcí horní končetiny. Plastické změny v nervových strukturách reagujících na observaci a exekuci pohybu probíhaly v souladu s klinickým znovuobnovováním motorických dovedností. Z této studie tedy vyplývá, že aktivace motorických oblastí během observace pohybu v časném a post-akutním stadiu po CMP může být jednou z možných variant pozitivního ovlivnění motorického systému pacienta (Brunner et al., 2014, s. 874).

Z meta-analýzy autorů Peng et al. (2019, s. 1277-1285) vyplývá, že pro pacienty po cévní mozkové příhodě je observace účinným způsobem terapie, která pozitivně ovlivňuje ADL aktivity, motorické funkce horních a dolních končetin a zlepšuje schopnost chůze včetně její rychlosti (Peng et al., 2019, s. 1283). To bylo potvrzeno i v systematickém review autorů Ryan et al. (2021, s. 28).

#### **7.4.2 Observace pohybu u pacientů s DMO**

Zlepšení hrubé motoriky v souvislosti s observací pohybu vykazovali pacienti s dětskou mozkovou obrnou (DMO) ve studii Jeong a Lee (2020, s. 1-10). Do studie bylo zapojeno 18 pacientů ve věku 5-11 let, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin po devíti lidech. Obě skupiny podstoupily v rozmezí šesti týdnů 3x týdně 30minutová sezení. Pacienti v experimentální skupině sledovali video a následně se snažili jednotlivé pohyby zopakovat. Celková doba sledování videa byla 15 minut, s tím, že se po 5 minutách střídala observace pohybu s reálným cvičením. Kontrolní skupina absolvovala běžnou fyzioterapii. V této studii byla hodnocena spasticita (Modified Tardieu Scale, ROM hlezenního kloubu), hrubá motorika (Gross Motor Function Measure-part E), a stabilita (Pediatric reaching test). Testy hodnotící spasticitu a hrubou motoriku vykazovaly signifikantní zlepšení u obou skupin mezi stavy před intervencí a po ní. Stabilita byla taktéž po intervenci lepší u obou skupin. V tomto testu (Pediatric reaching test) byl zároveň zaznamenán signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami ve prospěch experimentální skupiny. Výsledky této studie naznačují, že trénink observace je proveditelný a prospěšný pro zlepšení spasticity, hrubé motoriky a rovnováhy u pacientů s DMO (Jeong a Lee, 2020, s. 1). Autoři mají za to, že trénink

observace přispívá ke zlepšení mobility spastických dolních končetin a funkčního provádění ADL aktivit jedince s DMO diagnózou (Jeong a Lee, 2020, s.7).

Žádný signifikantní rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou u pacientů s dětskou mozkovou obrnou nepotvrdila studie Simon-Martinez et al. (2020, s. 1-19). Ovšem autoři dospěli k závěru, že terapie obohacená o observaci vedla k lepším výsledkům u dětí s horší bimanuální motorikou. Do této studie bylo zapojeno 44 dětí ve věku 7-11 let. Děti byly náhodně rozděleny do dvou skupin a všechny děti nosily během devítidenního pobytu 6 hodin denně ortézu. Děti z první skupiny absolvovaly klasickou terapii a během pobytu 15 hodin observace a následné realizace pohybu. Děti z kontrolní skupiny podstoupily běžnou terapii a místo observace pohybu, který následně prováděly, sledovaly video bez daných pohybů. Hlavním měřicím kritériem této studie byla bimanuální aktivita. Vedle toho se také sledovaly další tělesné funkce. Pro měření bylo využito modifikované Ashworthovy škály a byla měřena také síla stisku pomocí dynamometru Jamar. Toto měření bylo provedeno před intervencí, těsně po intervenci a za dalších 6 měsíců od intervence. U obou skupin bylo plošně zaznamenáno zlepšení ve všech parametrech měření a tento progres si udržely i do třetího měření po půl roce. Závěr této studie poukazuje na to, že terapie obohacená o observaci pohybu vede k lepším výsledkům u dětí se špatnou motorickou funkcí a s relativně dobrou úrovní sensorických funkcí a dobrou schopností zrcadlení pohybů (Simon-Martinez et al., 2020, s. 1).

Ve studii Buccino et al. (2012, s. 822-828) se autoři zaměřili na zlepšení motorických funkcí horních končetin dětí s dětskou mozkovou obrnou. Bylo zkoumáno, zda-li progres nastane v souvislosti s observací pohybu. Do studie bylo zařazeno 15 dětí ve věku 6-11 let s diagnózou DMO, které byly náhodně zařazeny do experimentální skupiny (n=8, čtyři chlapci, čtyři dívky) a do kontrolní skupiny (n=7, pět chlapců, dvě dívky). Jedinci z experimentální skupiny byli požádáni, aby sledovali videa zobrazující ADL aktivity, které odpovídaly jejich věku, a poté je napodobili. Děti v kontrolní skupině měly za úkol sledovat videoklipy bez motorického obsahu a poté provádět stejné činnosti jako děti v experimentální skupině. Primárním výsledným ukazatelem byla Melbournská škála (Melbourne Assessment Scale). Děti byly hodnoceny dvakrát na začátku léčby (s odstupem 2 týdnů) a na konci léčby. Výchozí hodnoty obou skupin se ve funkčním hodnocení nelišily. Po ukončení léčby se hodnoty funkčního skóre mezi skupinami významně lišily ( $p=0,026$ ). Výsledky této studie podporují názor, že léčba prostřednictvím observace pohybu může být účinnou součástí rehabilitačního programu u dětí s dětskou mozkovou obrnou (Buccino et al., 2012, s. 822).

Autoři Kirkpatrick et al. (2016, s. 1-8) se zaměřili na domácí terapii poskytovanou rodiči. Prostřednictvím randomizované zaslepené studie se snažili zjistit, zda terapie kombinující observaci pohybu a následnou realizaci viděných pohybů zlepšuje funkci horních končetin u dětí s jednostrannou mozkovou obrnou více než samotná realizace pohybu. Studii absolvovalo 70 dětí s DMO (31 dívek, 39 chlapců) s průměrným věkem 5,6 ( $\pm 2,1$ ) let. Dětem byly poskytnuty aktivity na doma, vždy přizpůsobené na míru zájmům a schopnostem jedince. Této činnosti se dítě pod vedením rodičů věnovalo 15 minut denně, 5 dní v týdnu po dobu 3 měsíců. Pro hodnocení byly použity testy Assisting Hand Assessment, Melbourne Assessment 2 a ABILHAND-Kids. Testování proběhlo na začátku experimentu, po třech a šesti měsících. Ve zmíněných testech nebyly zjištěny žádné rozdíly mezi skupinami. Ovšem progres, který byl zaznamenán u obou skupin během druhého měření (3. měsíc), přetrvával i do posledního měření (6. měsíc). Z výsledků vyplývá, že terapie poskytovaná rodiči zlepšuje funkci horní končetiny a může doplnit intervenci terapeuta. Na základě zjištění této studie nehraje roli, zda-li je observace pohybu součástí domácí terapie či nikoli (Kirkpatrick et al., 2016, s. 1, 2, 7).

#### **7.4.3 Observace pohybu u pacientů s roztroušenou sklerózou**

Autoři Rocca et al. (2019, s. 1472-1487) se zabývali efektem observace pohybu u pacientů s roztroušenou sklerózou (RS). Této studie se zúčastnilo 41 pacientů s RS a 46 zdravých jedinců. Tyto dvě skupiny byly následně rozděleny na další dvě podskupiny. Experimentální skupinu tedy tvořilo 23 zdravých jedinců a 20 pacientů s PD, kteří měli za úkol sledovat videa s ADL aktivitami a následně měli dané činnosti vykonat. Kontrolní skupina čítala 23 zdravých jedinců a 21 pacientů s RS. Tato skupina v rámci intervence pozorovala videa krajiny a následně prováděla stejné pohybové činnosti jako experimentální skupina. Po dvoutýdenním tréninku došlo ke zlepšení funkce horní končetiny, a to zejména u pacientů s RS z experimentální skupiny. Studie prokázala signifikantní vliv observace na svalovou sílu ruky. Pro objektivizaci výsledků experimentu bylo využito dynamometrické měření (dynamometr Jamar). Významně lepší výsledky vykazovala experimentální skupina, která se věnovala observaci pohybu (Rocca, 2019, s. 1472, 1484).

Autoři Cordani et al. (2021, s. 139-146) prostřednictvím fMRI zkoumali modifikace dynamické funkční konektivity a klinické zlepšení odvíjející se ode změn CNS v souvislosti s observací pohybu. Dynamická funkční konektivita slouží ke zkoumání toho, jak se mění interakce mezi jednotlivými oblastmi mozku v průběhu času. Funkční konektivita

se může měnit i v krátkém časovém úseku. K pozorování a měření těchto změn se využívá funkční magnetické rezonance (Warnick et al., 2018, s. 134).

Této dvoutýdenní studie se zúčastnilo 41 pacientů s roztroušenou sklerózou, kteří měli motorický deficit dominantní ruky, a 46 zdravých jedinců. Na začátku experimentu došlo k náhodnému rozdělení všech účastníků studie do dvou skupin. Příslušníci experimentální skupiny se každý den věnovali tréninku observace pohybu, jedinci z kontrolní skupiny podstupovali pouze trénink bez observace pohybu. Na konci dvoutýdenního tréninku došlo u pacientů s RS ke zlepšení funkcí pravé horní končetiny, a to zejména v experimentální skupině. Zároveň bylo u experimentální skupiny zaznamenáno zvýšení dynamické funkční konektivity, především v senzomotorických a kognitivních oblastech. Ačkoli měli pacienti s RS výchozí hodnoty dynamické funkční konektivity nižší než zdraví jedinci, po intervenci došlo ke zvýšení těchto hodnot. Klinické zlepšení po této intervenci korelovalo se senzomotorickými a kognitivními změnami dynamické funkční konektivity, což naznačuje jejich možnou roli v případné obnově motorických funkcí (Cordani et al., 2021, s. 139-141).

#### **7.4.4 Observace pohybu u pacientů s Parkinsonovou chorobou**

Autoři Agosta et al. (2011, s. 1) se domnívají, že zvýšení výkonnosti pacientů s Parkinsonovou chorobou (PD) související s observací pohybu je spojeno se zvýšeným nábořem motorických oblastí a vyšší aktivitou zrcadlových neuronů ve fronto-parietálních oblastech CNS.

Jedním z velmi omezujících projevů Parkinsonovy choroby je tzv. „freezing“ během chůze, který je nezdědka spojený s pády pacienta. Tento invalidizující příznak zatím není možné farmakologickou léčbou uspokojivě odstranit (Mezzarobba et al., 2018, s. 1). Je tedy žádoucí hledat i jiné možnosti, jak ovlivnit tyto příznaky u pacientů s PD.

V systematickém review (Temporiti et al., 2020, s. 1-13) zaměřeném na účinnost a efekt observace v rámci terapie pacientů s PD došli autoři Temporiti et al. ke zjištění, že observace pohybu vede ke zlepšení motorických a funkčních schopností pacientů s PD. Tento závěr podkládají výsledky ze sedmi studií, kterých se zúčastnilo celkem 189 pacientů s PD. Zahrnuté studie prokázaly účinnost observace pohybu při zlepšování schopnosti chůze a při redukci typických motorických projevů nemoci (freezing, bradykineze). Zároveň byly zjištěny další přínosy observace pohybu pro pacienty s PD, mezi kterými lze zmínit lepší kvalitu života související se zlepšením mobility a eliminací fyzického dyskomfortu (Temporiti et al., 2020, s. 1, 5, 6).



Při zkoumání poruch souvisejících s chůzí bylo zaznamenáno (týden od intervence) v souvislosti s tréninkem observace zlepšení hodnot desetimetrového testu chůze (10MWT). Skrze observaci pohybu byl také snížen počet výskytu zamrznutí (freezing) při iniciaci chůze i během ní. Toto zlepšení bylo prokazatelně patrné i čtyři týdny po terapii (Pelosin et al., 2010, s. 746).

Pozitivní změny v souvislosti s observací pohybu u pacientů s PD byly potvrzeny i v pozdější studii autorů Pelosin et al. (2018, s. 1-7). Výsledky této studie se opírají o měření 64 pacientů s PD, u kterých se vyskytoval freezing během chůze. Pacienti po dobu pěti týdnů podstupovali dvakrát do týdne intervenci o délce 45 minut. Kontrolní skupina podstoupila pohybový trénink a experimentální skupina se věnovala kombinaci pohybového tréninku s observací pohybu. Po tréninku bylo zaznamenáno zlepšení u obou skupin. Ovšem pouze u experimentální skupiny přetrvávalo zlepšení v dotazníku „Freezing of gait“, „Berg balance scale“ a v testu „Time Up and Go“ ještě 4 týdny od intervence. K této studii lze závěrem říci, že observace pohybu je účinná v terapii freezingu a motorických funkcí pacientů s PD. Jelikož je proveditelná a účinná i v rámci skupinové terapie, lze jí využít jako doplněk klasické rehabilitace (Pelosin et al., 2018, s. 1-3, 6-7).

V randomizované studii (Agosta et al., 2017, s. 88-101) s 25 pacienty byla u obou skupin zaznamenána eliminace freezingu, zvýšená rychlost chůze a zlepšená kvalita života. Observace pohybu byla navíc spojena se zlepšením rovnováhy a redukcí motorického postižení. V experimentální skupině byly funkční změny CNS spojeny s klinickým zlepšením a předpovídaly budoucí klinický vývoj, který byl následně potvrzen. Autoři Agosta et al. (2017, s. 1) se na základě výsledků studie domnívají, že terapie kombinovaná s observací pohybu má ve srovnání se samotnou fyzioterapií trvalejší účinek na zlepšení chůze, motorických funkcí a kvality života u pacientů s PD diagnózou.

V dotazníku „Parkinson Disease Questionnaire“ ve studii Jaywant et al. (2016, s. 665-673) bylo subjektivní motorické zlepšení patrné pouze u skupiny, která se v rámci intervence věnovala také observaci chůze. V akcelerometrických datech ovšem žádný významný rozdíl shledán nebyl, což také koreluje s výsledky této diplomové práce.

#### **7.4.5 Observace pohybu u pacientů s muskuloskeletální diagnózou**

Podle autorů Bellelli et al. (2014, s. 192) má terapie obohacená o observaci pohybu potenciál nejen u pacientů s neurologickým onemocněním, ale například i u pacientů po ortopedických operacích.

Studie autorů Tung et al. (2014, s. 633-638) se zabývala efektem observace pohybu u lidí s bilaterální amputací. Z výsledků studie vyplývá, že observace pohybu významně snížila výskyt fantomových bolestí v obou končetinách. K hodnocení byly využity dotazníky McGill Questionnaire a vizuální analogová škála bolesti (VAS; Tung et al., 2014, s. 633).

Další studie zkoumaly efekt observace pohybu v rámci terapie u ortopedických pacientů po TEP kyčelního nebo kolenního kloubu (Bellelli et al., 2010; Villafañe et al., 2016; Park, Song a Kim, 2014).

Autoři Bellelli et al. (2010, s. 1489-1494) do své randomizované studie zapojili 60 pacientů po ortopedické operaci. Pacienti byli náhodně rozděleni do dvou skupin po 30 lidech. Všichni pacienti podstoupili klasickou fyzioterapii. Pacienti z experimentální skupiny navíc sledovali video s jednoduchými úkony, které měli následně opakovat. Tento trénink pacienti absolvovali 24 minut, šest dní v týdnu po dobu 3 týdnů. Pacienti z kontrolní skupiny měli po zhlédnutí videa provádět stejné pohyby jako pacienti z kontrolní skupiny. Avšak videa, která sledovala kontrolní skupina, se netýkala daných pohybů. Na počátku experimentu nebyl mezi skupinami žádný zásadní rozdíl. Při druhém měření byly zaznamenány lepší výsledky u pacientů z experimentální skupiny (Bellelli et al., 2010, s. 1491).

Pacientům po TEP kolenního kloubu se věnovali autoři Park, Song a Kim (2014, s. 168-171). Do studie bylo zařazeno 18 pacientů, kteří podstupovali klasickou fyzioterapii po TEP kolene. Polovina pacientů tvořila experimentální skupinu a polovina kontrolní skupinu. Pacienti v experimentální skupině měli za úkol sledovat videa zachycující určité pohyby z ADL aktivit, které měli později napodobovat. Jednalo se o jednoduché úkony, např. elevace dolních končetin vleže na zádech, plantární flexe a dorzální flexe hlezenního kloubu, flexe a extenze kolenních kloubů nebo chůze s chodítkem. Pacienti z kontrolní skupiny měli vykonávat shodné ADL aktivity jako experimentální skupina. Oproti kontrolní skupině bylo zjištěno zlepšení v dotazníku Western Ontario and Mc-Master Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). Tento dotazník zahrnuje položky týkající se funkce, bolesti a tuhosti. Test Time Up and Go (TUG) žádné signifikantní zlepšení u experimentální skupiny neprokázal. Ze studie vyplývá, že klasická fyzioterapie obohacená o observaci pohybu má u pacientů po TEP kolene pozitivní vliv na zlepšení funkce, snížení bolesti a tuhosti kolenního kloubu (Park, Song a Kim, 2014, s. 168, 169).

S pacienty po TEP kolenního kloubu pracovali také autoři Villafañe et al. (2016, s. 361-368). Studie se zúčastnilo 31 pacientů po TEP KOK. Pacienti byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Experimentální skupina čítala 14 a kontrolní skupina 17 pacientů.

Vedle klasické rehabilitace měli jedinci z experimentální skupiny za úkol sledovat video s cvičícím jedincem. Kontrolní skupina sledovala video s přírodovědnou tematikou. U experimentální skupiny byl zaznamenán větší aktivní rozsah pohybu kolenního kloubu do flexe a extenze. Výsledky studie hovoří o lepší rekonvalescenci pacientů po primární TEP KOK, je-li běžná lůžková rehabilitace doplněna o terapii observace pohybu (Villafañe et al., 2016, s. 361-368).

Výsledky z dotazníků WOMAC, které byly získány pro účely studie autorů Ryan et al. (2021, s. 1-33) taktéž podporují tvrzení, že terapie observace pohybu u ortopedických pacientů vede ke zlepšení rozsahu pohybu, bolesti a ztuhlosti. Dotazník VAS ovšem zlepšení bolestivosti v důsledku observace pohybu neprokázal (Ryan et al., 2021, s. 6).

## 7.5 Limity výzkumu

Jedním z faktorů, které mohly mít vliv na průběh a výsledky měření, byla skutečnost, že nebylo možné zajistit pro všechny probandy stejné podmínky měření. Optimální prostředí pro realizaci tohoto experimentu by bylo klidné odhlučněné místo, kde by se proband mohl maximálně soustředit na daný úkol. Toto prostředí nebylo možné plně zajistit vzhledem k běžnému chodu fakultní nemocnice. Mezi rušivé vlivy, které se vyskytly v průběhu měření a které mohly měření ovlivnit, lze zařadit hluk z okolí nemocnice, běžný provoz nemocnice včetně pohybu pacientů a personálu v místech, kde probíhala část experimentu.

V následném výzkumu by bylo vhodné se zaměřit na výchozí pozici během měření. Výchozí pozice byla sice pro všechna měření stejná, ovšem pro klidovou fázi (K) a fázi observace chůze po slackline (PŘ1 a PŘ2) se mírně lišila. V prvním případě (K) zaujímal proband téměř anatomické postavení (blíže popsáno na str. 38), nicméně během observační fáze (PŘ1 a PŘ2) musel mít jedinec flektovanou krční páteř (z důvodu uložení sledovaného videa na zemi před probandem; proband tedy nehleděl před sebe, ale pod sebe). Tato mírně změněná pozice hlavy mohla mít teoreticky vliv na změnu svalového tonu a na posunutí těžiště těla, na které musel proband podvědomě reagovat. Z naměřených výsledků se však zdá, že tato skutečnost neměla přímý vliv na naměřené hodnoty.

Vliv tréninku observace chůze po slackline na svalovou aktivitu DKK a posturální výchylky mohl být taktéž zkreslen domácím tréninkem. Probandi z experimentální skupiny byli instruováni ke každodennímu tréninku observace chůze po slackline v časovém rozsahu dvou minut. Podstatnou úlohu zde tedy mohla hrát poctivost probanda, zda-li a s jakou mírou

soustředěnosti se proband tréninku věnoval, ve kterou denní dobu a zda-li mohl zajistit klidné prostředí pro trénink observace.

Dalším z limitů, které mohly studii ovlivnit, byl relativně nízký počet probandů výzkumné skupiny. Tento počet byl způsoben časovou náročností studie, neboť každý proband byl měřen dvakrát v rozmezí minimálně 14ti dní. Zároveň bylo nezbytné kombinovat čas, kdy bylo možné využít prostor kineziologické laboratoře. Ne všichni probandi byli také k měření vhodní. Překážkou bylo nesplnění vstupních podmínek týkajících se věku, zdravotního stavu či akutní bolesti. V jednom případě nebylo možné měření provést z důvodu potivosti probanda, což bránilo dobré adhezi EMG elektrod.

## Závěr

Princip observace pohybu je poslední dobou poměrně diskutované téma, a to nejen na poli rehabilitace. Díky objevu zrcadlových neuronů, následně popsání jejich přítomnosti v lidském kortexu, poznatkům neurovědy a studiím zaměřeným na neuroplasticitu, dostává observace pohybu nový rozměr.

Studie zabývající se observací pohybu popisují, že při observaci určité aktivity dochází k aktivaci obdobných kortikálních oblastí jako při reálné motorické exekuci dané činnosti. Zároveň je v rámci observace možné detekovat podprahovou aktivitu svalů, které by se účastnily reálného provedení pohybu. Toho by se dalo využít v rámci rehabilitace či reedukace chůze. Vzhledem k tomu, že je chůze pro člověka přirozeným druhem lokomoce a má až esenciální význam pro vykonávání ADL aktivit, není zcela od věci využít jakoukoli techniku, která by mohla přispět ke znovuobnovení narušené funkce.

Během chůze postupně dochází k cyklickému zapojení různých svalových skupin. Opakovaná aktivace určitých svalů probíhá i v rámci různých modifikací chůze, jako je například chůze po slackline. V rámci tohoto pohybu je však aktivita jednotlivých svalů zastoupena v jiné míře. Určité svalové skupiny, zejména proximálně uložených svalů, jsou během chůze po slackline obvykle aktivní více, jiné skupiny, převážně distálně uložené, vykazují naopak nižší aktivitu.

Vzhledem k tomu, že náročnější varianty chůze, tedy i chůze po slackline, vyžadují obecně zvýšené nároky na stabilitu, lze očekávat zvýšenou aktivitu svalů a změny posturálních výchylek.

Na začátku experimentu bylo tedy předpokládáno, že se tento efekt projeví také v rámci observace pohybu. Výchozí hodnoty kontrolní a experimentální skupiny byly bez statisticky významného rozdílu, což odpovídá randomizovanému rozdělení probandů do příslušných skupin.

Rozdíl mezi skupinami byl zaznamenán během druhého měření v případě posturálních výchylek v antero-posteriorním směru. Tyto rozdíly byly detekovány jak v klidové fázi, tak během obou fází observace pohybu. Experimentální skupina vykazovala ve všech třech situacích (K, PŘ1, PŘ2) oproti kontrolní skupině vyšší hodnoty posturálních výchylek.

Zdá se tedy, že trénink observace měl vliv na posturální výchylky v antero-posteriorním směru, kde došlo u experimentální skupiny k významnému zvýšení hodnot.

Ačkoli tyto výsledky zcela jasně nehovoří ve prospěch observace pohybu u zdravých mladých jedinců, existuje řada studií, ve kterých například sportovci či jinak pohybově

zaměření jedinci z observace pohybu benefitují. V jiných studiích zaměřených na observaci pohybu je zase popsán progres v rámci rehabilitace motoriky u pacientů s různými diagnózami. Je nutné brát v potaz, že výsledky této diplomové práce není vhodné generalizovat na všechny zdravé mladé jedince a že je zapotřebí dalších měření s účastí vyššího počtu probandů.

## Referenční seznam

ABREU, A. M., MACALUSO, E., AZEVEDO, R. T., CESARI, P., URGESI, C., AGLIOTI, S. M. 2012. Action anticipation beyond the action observation network: a functional magnetic resonance imaging study in expert basketball players. *European Journal of Neuroscience* [online]. 35(10), s. 1646-1654 [cit. 2024-4-6]. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2012.08104.x.

AGOSTA, F., GATTI, R., SARASSO, E., VOLONTÉ, M. A., CANU, E., MEANI, A., SARRO, L., COPETTI, M., CATTRYSSSE, E., KERCKHOFS, E., COMI, G., FALINI, A., FILIPPI, M. 2017. Brain plasticity in Parkinson's disease with freezing of gait induced by action observation training. *Journal of Neurology* [online]. 264(1), s. 88-101 [cit. 2024-4-28]. PMID: 27778161. Dostupné z: doi: 10.1007/s00415-016-8309-7.

AMORUSO, L., SEDENO, L., HUEPE, D., TOMIO, A., KAMIENKOWSKI, J., HURTADO, E., CARDONA, J. F., GONZÁLEZ, M. Á. Á., RIEZNIK, A., SIGMAN, M., MANES, F., IBÁNEZ, A. 2014. Time to Tango: Expertise and contextual anticipation during action observation. *NeuroImage* [online]. 98, s. 366-385 [cit. 2024-4-8]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2014.05.005.

ANNETT, J. 1994. Motor imagery: Perception or action? *Neuropsychologia* [online]. 33(11), s. 1395-1417 [cit. 2023-11-09]. ISSN: 0028-3932. Dostupné z: doi: 10.1016/0028-3932(95)00072-B.

ASHBURN, H. 2013. How to slackline! A Comprehensive Guid to Rigging and Walking Techniques for Tricklines, Longlines, and Highlines. Rowman & Littlefield. ISBN: 0762795956.

BELLELLI, G., BUCCINO, G., BERNARDINI, B., PADOVANI, A., TRABUCCHI, M. 2010. Action Observation Treatment Improves Recovery of Postsurgical Orthopedic Patients: Evidence for a Top-Down Effect? *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 91(10), s. 1489-1494 [cit. 2024-03-08]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2010.07.013.

BONNEFOY-MAZURE, A., ARMAND, S. 1993/2015. Normal Gait. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy Normal Gait*. In: DORMANS, J. P. 1993.

Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy. Nova Science Publishers. ISBN: 978-1-63483-318-9.. ISBN: 978-1-63483-318-9.

BORAH, D., WADHWA, S., SINGH, U., YADAV, S. L., BHATTACHARJEE, M., SINDHU, V. 2007. Age related changes in postural stability. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology* [online]. 51(4):395–404 [cit. 2024-4-8]. PMID: 18476394. Dostupné z: [https://ijpp.com/IJPP%20archives/2007\\_51\\_4/2007\\_51\\_4\\_toc.php](https://ijpp.com/IJPP%20archives/2007_51_4/2007_51_4_toc.php).

BRASS, M., BEKKERING, H., PRINZ, W. 2001. Movement observation affects movement execution in a simple response task. *Acta Psychologica* [online]. 106(1-2), 3-22 [cit. 2024-03-08]. PMID: 11256338. Dostupné z: doi: 10.1016/s0001-6918(00)00024-x.

BRUNNER, I. C., SKOUEN, J. S., ERSLAND, L., GRÜNER, R. 2014. Plasticity and Response to Action Observation: A Longitudinal fMRI Study of Potential Mirror Neurons in Patients With Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 28(9), 874-884 [cit. 2024-03-01]. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968314527350.

BUCCINO, G. 2014. Action observation treatment: a novel tool in neurorehabilitation. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* [online]. 369(1644), s. 1-8 [cit. 2023-4-5]. PMID: 24778380. Dostupné z: doi: 10.1098/rstb.2013.0185.

BUCCINO G, ARISI D, GOUGH P, APRILE, D., FERRI, C., SEROTTI, L., TIBERTI, A., FAZZI, E. 2012. Improving upper limb motor functions through action observation treatment: a pilot study in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* [online]. 54, s. 822-828 [cit. 2024-4-25]. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1469-8749.2012.04334.x.

BUCCINO G, MOLINARO A, AMBROSI C, ARISI D, MASCARO L, PINARDI C, ROSSI A, GASPAROTTI R, FAZZI E, GALLI J. 2018. Action Observation Treatment Improves Upper Limb Motor Functions in Children with Cerebral Palsy: A Combined Clinical and Brain Imaging Study. *Neural Plasticity* [online]. 2018 [cit. 2024-4-20]. PMID: 30123250. Dostupné z: doi: 10.1155/2018/4843985.

BUCCINO G., BINKOFSKI F., FINK G. R., FADIGA, L., FOGASSI, L., GALLESE, V., SEITZ, R. J., ZILLES, K., RIZZOLATTI, G., FREUND, H. J. 2001. Action observation activates premotor and parietal areas in a somatotopic manner: an fMRI study. *European*



*Journal of Neuroscience*. [online]. 13(2), 400-404 [cit. 2023-01-01]. ISSN: 1460-9568. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2001.01385.x.

BUCCINO, G., SOLODKIN, A., SMALL, M. D. 2006. Functions of the Mirror Neuron Systemsystém: Implications for Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [online]. 19(1), 55-63 [cit. 2022-1-6]. ISSN: 1543-3633. Dostupné z: doi: 10.1097/00146965-200603000-00007.

BURSTEDT, M., EDIN, B., JOHANSSON, R. 1997. Coordination of fingertip forces during human manipulation can emerge from independent neural networks controlling each engaged digit. *Experimental Brain Research*. [online]. 117, s. 67-79 [cit. 2024-4-4]. Dostupné z: doi: 10.1007/s002210050200

CANO-DE-LA-CUERDA, R., MOLERO-SÁNCHEZ, A., CARRATALÁ-TEJADA, M., ALGUACIL-DIEGO, I. M., MOLINA-RUEDA, F., MIANGOLARRA-PAGE, J. C., TORRICELLI, D. 2015. Theories and control models and motor learning: clinical applications in neuro-rehabilitation. *Neurologia* [online]. 30(1), s. 32-41 [cit. 2024-2-20]. PMID: 22341985. Dostupné z: doi: 10.1016/j.nrl.2011.12.010.

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B. 2010. Neurological rehabilitation: optimising motor performance. Paperbackshop Uk Import. Second Edition. ISBN: 978-0-7020-4051-1.

CLASSEN, J., LIEPERT, J., WISE, S. P., HALLERR, M., COHEN, L. G. 1998. Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *Journal of Neurophysiology* [online]. 79(2), 1117-1123 [cit. 2021-12-20]. ISSN: 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1998.79.2.1117.

CLASSEN, J., LIEPERT, J., WISE, S. P., HALLERR, M., COHEN, L. G. 1998. Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *Journal of Neurophysiology* [online]. 79(2), 1117-1123 [cit. 2023-1-14]. ISSN: 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1998.79.2.1117.

COCHRAN, G. B. 1982. A Primer of Orthopaedic Biomechanics. Churchill Livingstone. ISBN: 978-0443080272.

CONSON, M., SARÀ, M., PISTOIA, F., TROJANO, L., 2009. Action observation improves motor imagery: Specific interactions between simulative processes. *Experimental Brain*

*Research* [online]. 199(1), s. 71-81. [cit. 2023-12-20]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-009-1974-3.

CORDANI, C., VALSASINA, P., PREZIOSA, P., MEANI, A., FILIPPI, M., ROCCA, M. R. 2021. Action observation training promotes motor improvement and modulates functional network dynamic connectivity in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 27(1), s. 139-146 [cit. 2024-4-20]. Dostupné z: doi: 10.1177/1352458519887332.

COSTANDI, M. 2016. Neuroplasticity. MIT Press. ISBN 9780262529334.

CROSS, E. S., HAMILTON, A. F. C., GRAFTON, S. T. 2006. Building a motor simulation de novo: Observation of dance by dancers. *NeuroImage* [online]. 31, s. 1257-1267 [cit. 2024-3-2]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.01.033.

CUIJPERS, R. H., SCHIE, H. T., KOPPEN, M., ERLHAGEN, W., BEKKERING, H. 2006. Goals and means in action observation: A computational approach. *Neural Networks* [online]. 19(3), s. 311-322 [cit. 2024-4-4]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neunet.2006.02.004.

DARWIN, C. R. 1871. The descent of man, and selection in relation to sex. London: John Murray. 1. vydání

DAUNORAVICIENE, K., ZIZIENE, J., PAUK, J., JUSKENIENE, G., RAISTENSKIS, J. 2021. EMG Based Analysis of Gait Symmetry in Healthy Children. *Sensor* [online]. 21(17), s. 1-12 [cit. 2024-2-21]. Dostupné z: doi: 10.3390/s21175983 .

DAY, S. 2002. Important Factors in Surface EMG Measurement. Bortec Biomedical Ltd [online]. s. 1-17 [cit. 2024-1-21]. Dostupné z: [https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece5030/labs/f2009/EMG\\_measurement\\_and\\_recording.pdf](https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece5030/labs/f2009/EMG_measurement_and_recording.pdf).

DEMARIN, V., MOROVIĆ, S., BÉNE, R. 2014. Neuroplasticity. *Periodicum Biologorum* [online]. 116 (2), s. 209-211 [cit. 2024-1-21]. ISSN 0031-5362. Dostupné z: <https://hrcak.srce.hr/126369>.

DICKSTEIN, R., DEUTSCH, J. E. 2007. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. *Physical Therapy* [online]. 87(7), s. 942-953. [cit. 2023-11-21]. ISSN: 2573-8585. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20060331.

DOMBOVY, M. L. 2004. Understanding stroke recovery and rehabilitation: current and emerging approaches. *Current Neurology and Neuroscience* [online]. 4(1), 31-35 [cit. 2022-1-2]. ISSN: 1534-6293. Dostupné z: doi: 10.1007/s11910-004-0008-6.

DUCHATEAU, J., BAUDRY, S. 2014. The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 24, s. 780-788 [cit. 2024-2-21]. Dostupné z: 10.1016/j.jelekin.2014.08.006.

EAVES, D. L., RIACH, M., HOLMES, P. S., WRIGHT, D. J. 2016. Motor Imagery during Action Observation: A Brief Review of Evidence, Theory and Future Research Opportunities. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 10(514), s. 1-10 [cit. 2023-12-12]. Dostupné z: doi: 10.3389/fnins.2016.00514.

EHRENFELD, T. 2011. Reflections of Mirror Neurons. *Association for Psychological Science* [online]. 23, 1-4 [cit. 2023-09-19]. ISSN: Dostupné z: <https://www.psychologicalscience.org/observer/reflections-on-mirror-neurons>.

EMUK, Y., KAHRAMAN, T., SENGUL, Y. 2023. Effects of a single session action observation training on hand function in healthy young adults: a randomised controlled assessor and participants-blinded trial. *Somatosensory & Motor Research* [online]. 41(1), 18-25 [cit. 2024-4-15]. Dostupné z: doi: 10.1080/08990220.2023.2165055.

FABBRI-DESTRO, M., RIZZOLATTI, G. 2008. Mirror Neurons and Mirror Systems in Monkeys and Humans. *Physiology* [online]. 23(3), 171-179 [cit. 2023-12-18]. ISSN: 1548-9213. Dostupné z: doi: 10.1152/physiol.00004.2008.

GAGE, J. R. 2004. The treatment of gait problems in cerebral palsy. London: Mac Keith Press: distributed by Cambridge University Press; XIV. ISBN: 1898683379.

GALLESE, v., FADIGA, L., FOGASSI, L., RIZZOLATTI, G. 1996. Action recognition in the premotor cortex. *Brain* [online]. 119, 593-609 [cit. 2024-1-18]. PMID: 8800951 Dostupné z: doi: 10.1093/brain/119.2.593.

GARRISON, K. A., WINSTEIN, C. J., AZIZ-ZADEH, L. 2010. The mirror nsystems system: a neural substrate for methods in stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(5), s. 404-412 [cit. 2024-2-12]. PMID: 20207851. Dostupné z: doi: 0.1177/1545968309354536.

GATTI, R., SARASSO, E., PELACHIN, M., AGOSTA, F., FILIPPI, M., TETTAMANTI, A. 2019. Can action observation modulate balance performance in healthy subjects? *Archives of Physiotherapy* [online]. 9(1), s. 1-8 [cit. 2024-03-20]. Dostupné z: doi: 10.1186/s40945-018-0053-0.

GATTI, R., TETTAMANTI, A., GOUGH, P. M., RIBOLDI, E., MARINONI, L., BUCCINO, G. 2013. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short review of literature and a kinematics study. *Neuroscience Letters* [online]. 540, s. 37-42 [cit. 2023-12-12]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2012.11.039.

GATTI, R., TETTAMANTI, A., GOUGH, P. M., RIBOLDI, E., MARINONI, L., BUCCINO, G. 2013. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short review of literature and a kinematics study. *Neuroscience Letters* [online]. 540, s. 37-42 [cit. 2023-11-12-12]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2012.11.039.

GHANJAL, A., TORKAMAN, G., GHABAEI, M., EBRAHIMI, E. 2013. The effect of action observation on the symmetry of weight distribution and stability indices in semi-dynamic stability in healthy men and women. *Modern Rehabilitation* [online]. 7(4), s. 1-9 [cit. 2024-03-20]. ISSN: 2008-2576.

GUILLOT, A., COLLET, C. 2005. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews* [online]. 50(2), s. 387-397 [cit. 2023-10-18]. ISSN: 0165-0173. Dostupné z: doi: 10.1016/j.brainresrev.2005.09.004.

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), 2157-2158 [cit. 2023-12-09]. ISSN: 10659471. Dostupné z: doi: 10.1002/hbm.20658.

HALSBAND, U., LANGE, R. K. 2006. Motor learning in man: A review of functional and clinical studies. *Journal of Physiology-Paris* [online]. 99(4-6), 414-424 [cit. 2024-2-09]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jphysparis.2006.03.007.

HARDWICK, R. M., CASPERS, S., EICKHOFF, S. B., SWINNEN, S. P. 2018. Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 94, 31-44 [cit. 2024-3-3]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neubiorev.2018.08.003.

HÉTU, S., MERCIER, C., EUGÉNE, F., MICHON, P. E., JACKSON, P. L. 2011. Modulation of Brain Activity during Action Observation: Influence of perspective, Transitivity and Meaningfulness. *PLoS ONE* [online]. 6(9), 1-12 [cit. 2023-12-27]. ISSN: 1932-6203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0024728.

HEYES, C., CATMUR, C. 2022. What Happend to Mirror Neurons? *Perspectives on Psychological Science* [online]. 17(1), 153-168 [cit. 2024-2-27]. PMID: 34241539. Dostupné z: doi: 10.1177/1745691621990638.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* [online]. 35(2), s. ii7-ii11 [cit. 2024-4-11]. PMID: 16926210. Dostupné z: doi: 10.1093/ageing/afl077.

HUDÁK, R., KACHLÍK, D. 2017. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton. ISBN: 978-80-7553-420-0.

HUŠKOVÁ, V., PŘÍHODA, A. 2022. Motorické učení. In NAVRÁTIL, L. a kolektiv. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.

JAYWANT, A., ELLIS, T., ROY, S., LIN, C.-C., NEARGARDER, S., CRONIN-GOLOMB, A. 2016. Randomized controlled trial of a home-based action observation intervention to improve walking in Parkinson disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 97(5), s. 665-673 [cit. 2024-4-29]. 2016;97: 665-73. PMID: 26808782. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2015.12.029.

JEONG, Y., LEE, B. H. 2020. Effect of Action Observation Training on Spasticity, Gross Motor Function, and Balance in Children with Diplegia Cerebral Palsy. *Children* [online]. 7(6), s. 1-10 [cit. 2024-3-15]. Dostupné z: doi: 10.3390/children7060064.

KARLINSKY, A., ZENTGRAF, K., HODGES, N. 2017. Action-skilled observation: Issues for the study of sport expertise and the brain. *Progress in Brain Research* [online]. 234, s. 263-289 [cit. 2024-4-8]. Dostupné z: doi: 10.1016/bs.pbr.2017.08.009.

KELNER, M., PFUSTERSCHMIED, J., BUCHECKER, M., MULLER, E., TAUBE, W. 2012. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 22(4), s. 471-477 [cit. 2022-1-27]. ISSN:1600-0838. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x.

KIM, J. H., LEE, B. H. Action observation training for functional activities after stroke: a pilot randomized controlled trial. *Neurological Rehabilitation* [online]. 33(4), s. 565-574 [cit. 2024-2-20]. PMID: 24029010. Dostupné z: doi: 10.3233/NRE-130991.

KIRKPATRICK, E. V., PEARSE, J. E., JAMES, P., BASU, A. P. 2016. Effect of parent-delivered action observation therapy on upper limb function in unilateral cerebral palsy: a randomised controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online], s. 1-8 [cit. 2024-4-21]. Dostupné z: doi: DOI:10.1111/dmcn.13109.

KITAGO, T., KRAKAUER, J. 2013. Motor learning principles for neurorehabilitation. *Handbook of Clinical Neurology* [online]. 110, s. 93-103 [cit. 2024-2-20]. PMID: 23312633. Dostupné z: doi: 10.1016/B978-0-444-52901-5.00008-3.

KODADOVÁ, M., OPAVSKÝ, J. 2019. Mechanismy a aplikace motorického učení v rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 26(2), 55-60 [cit. 2023-10-26]. ISSN 12112658.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., POLEHLOVÁ, K., HLUŠTÍK, P., RICHARDS, J. D. 2016. Effect of Gait Imagery Tasks on Lower Limb Muscle Activity With Respect to Body Posture. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 122(2), 411-431 [cit. 2024-03-18]. Dostupné z: doi: 10.1177/0031512516640377.

LARRY, R. S. et al. 2009. *Encyklopedia of Neuroscience*. Academic Press, San Diego, USA. ISBN: 978-0-08-045046-9.

LEPAGE, J. F., THÉORET, H., 2006. EEG evidence for the presence of an action observation-execution matching system in children. *European Journal of Neuroscience* [online]. 23 (9), s. 2505-251 [cit. 2024-4-9]. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.04769.x.

LIKOWSKI, K. U., MÜHLBERGER, A., GERDES, A. B. M., WIESER, M. J., PAULI P., WEYERS, P. 2012. Facial mimicry and the mirror neuron system: simultaneous acquisition of facial electromyography and functional magnetic resonance imaging. *Frontiers*

in *Human Neuroscience* [online]. 6(214), 1–10 [cit. 2022-1-6]. ISSN: 1662-5161. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2012.00214.

LISMAN, J. 2017. Glutamatergic synapses are structurally and biochemically complex because of multiple plasticity processes: long-term potentiation, long-term depression, short-term potentiation and scaling. *Philosophical Transactions of the Royal Society B*. [online]. 372(1715), s. 1-11 [cit. 2023-11-07]. Dostupné z: doi: 10.1098/rstb.2016.0260.

LOTZE M., COHEN L. G. 2006. Volition and imagery in neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [online]. 2006, 19(3), s. 135-140 [cit. 2023-12-10]. ISSN: 1543-3633. Dostupné z: doi: 10.1097/01.wnn.0000209875.56060.06.

MAO, H., LI, Y., TANG, L., CHEN, Y., NI, J., LIU, L., SHAN, C. 2020. Effects of misystèmeuron system-based training on rehabilitation of stroke patients. *Brain and Behavior* [online]. 2020, s. 1-7 [cit. 2024-2-21]. Dostupné z: doi: 10.1002/brb3.1729.

MARTIN, C. R., PREEDY, V. R. 2020. Genetics, Neurology, Behavior, and Diet in Dementia. *The Neuroscience of Dementia*. Academic Press. ISBN: 978-0-12-815868-5.

MASSEN, C., PRINZ, W. 2007. Activation of action rules in action observation. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition* [online]. 33(6), s. 1118–1130 [cit. 2024-2-21]. Dostupné z: doi:10.1037/0278-7393.33.6.1118.

MASTERS, R. S. W., MAXWELL, J. P. 2004. Implicit motor learning, reinvestment and movement disruption: what you don't know won't hurt you? In: WILLIAMS, A. M., HODGES, N. J., *Skill acquisition in sport*. London, Routledge, 2004, s. 207-228. ISBN 0-415-27075-8.

MATTAR A., GRIBBLE P. 2005. Motor Learning by observing. *Neuron* [online]. 46(1), 153-160. ISSN: 0896-6273. [cit. 20212-12-26]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuron. 2005.02. 009.

MELICK, N., MEDDELER, B. M., HOOGEBOOM, T. J., NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G., VAN CINGEL, R. E. H. 2017. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLOS ONE* [online]. 12(12), str. 1-9 [cit. 2024-4-1]. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0189876.

MEZZAROBBA, S., GRASSI, M., PELLEGRINI, L., CATALAN, M., KRUGER, B., FURLANIS, G., MANGANOTTI, P., BERNARDIS, P. 2017. Action Observation Plus Sonification. A Novel Therapeutic Protocol for Parkinson's Patient with Freezing of Gait. *Frontiers in Neurology* [online]. 8(732), s. 1-13 [cit. 2022-12-26]. PMID: 29354092. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2017.00723.

MIZUGUCHI, N., NAKATA, H., UCHIDA, Y., KANOSUE, K. 2012. Motor imagery and sport performance. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* [online]. 1(1), 103-111 [cit. 20212-12-01]. ISSN: 2186-8131. Dostupné z: 10.7600/jpfs.1.103.

MORAN, A., CAMPBELL, M., HOLMES, P., MACINTYRE, T. 2012. Mental imagery, action observation, and skill learning In: HODGES, N. J., WILLIAMS, A. M. T. *Skill Acquisition in Sport*. Routledge (Taylor and Francis). E-book ISBN: 9780203133712.

MORBIDONI, C., PRINCIPI, L., MASCIA, G., STRAZZA, A., VERDINI, F., CUCCHIARELLI, A., NARDO, F. 2019. Gait Phase Classification from Surface EMG Signals Using Neural Networks. XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing [online]. 76, s. 75-82 [cit. 2024-2-21]. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-030-31635-8\_9.

MULDER, T. 2007. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [online]. 114, 1265-1278 [cit. 20213-11-19]. ISSN: 0300-9564. Dostupné z: doi: 10.1007/s00702-007-0763-z.

MULDER, T., deVRIES, S., ZIJLSTRA, S. 2005. Observation, imagination and execution of an effortful movement. *Experimental Brain Research* [online]. 163, 344-351 [cit. 20213-12-16]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-004-2179-4.

NAVRÁTIL, L., PŘÍHODA, A., a kolektiv. 2022. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.

NEDĚLKA, T., KNOBLOCH, K., KATOLICKÝ, J. 2022. Neuroplasticita In: NAVRÁTIL, L., PŘÍHODA, A., a kolektiv. 2022. *Robotická rehabilitace*. Grada Publishing, a.s., Praha. ISBN: 978-80-271-0665-3.



- NISHITANI, N., AVIKAINEN, S., HARI, R. 2004. Abnormal imitation-related cortical activation sequences in Asperger's syndrome. *Annals of Neurology* [online]. 55(4), s. 558-562 [cit. 2024-4-9]. PMID: 15048895. Dostupné z: doi: 10.1002/ana.20031.
- OBHI, A. A., HOGEVEEN, J. 2010. Incidental action observation modulates muscle activity. *Experimental Brain Research* [online]. 203, 427-435 [cit. 2024-3-6]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-010-2253-z.
- OLIVEIRA, N., SANDERS, R. H. Effects of knee action phase and fatigue on Rectus Femoris and Biceps Femoris co-activation during the eggbeater kick. *Human Movement Science* [online]. 51, 82-90 [cit. 2024-2-16]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2016.11.006.
- ORLANDI, A., ZANI, A., PROVERBIO, A. M. 2017, Dance expertise modulates visual sensitivity to complex biological movements. *Neuropsychologia* [online]. 104, s. 168-181 [cit. 2024-4-8]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2017.08.019.
- PARK, S. D., SONG, H. S., KIM, J. Y. The effect of action observation training on knee joint function and gait ability in total knee replacement patients. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 10(3), s. 168-171 [cit. 2024-3-16]. Dostupné z: doi: 10.12965/jer.140112.
- PATTON, K. T., THIBODEAU, G. A. 2019. *Anatomy and Physiology. Adapted International Edition*. Mosby. ISBN: 978-0-7020-7860-6.
- PELOSIN, E., AVANZINO, L., BOVE, M., STRAMESI, P., NIEUWBOER, A., ABBRUZZESE, G. 2010. Action observation improves freezing of gait in patients with Parkinson's disease. *Neurorehabil Neural Repair* [online]. 24, 746-52 [cit. 2024-4-16]. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968310368685.
- PELOSIN, E., BARELLA, R., BET, C., MAGIONCALDA, E., PUTZOLU, M., DI BIASIO, F., CERULLI, C., CASALEGGIO, M., ABBRUZZESE, G., AVANZINO, L. 2018. Effect of group-based rehabilitation combining action observation with physiotherapy on freezing of gait in Parkinson's disease. *Neural Plasticity* [online]. 2018(4897276), s. 1-8 [cit. 2024-4-29]. PMID: 29977280. Dostupné z: doi: 10.1155/2018/4897276.
- PENG, T. H., ZHU, J. D., CHEN, C. C., TAI, R. Y., LEE, C. Y., HSEIH, Y. W. 2019. Action observation therapy for improving arm function, walking ability, and daily activity performance after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical*

*Rehabilitation* [online]. 33(8), s. 1277-1285 [cit. 2024-3-16]. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215519839108.

PETSCHNIG, R., BARON, R., ALBRECHT, M. 1998. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 28(1), str. 23-31 [cit. 2024-5-9]. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.1998.28.1.23.

PRESS, C., CATMUR, C., COOK, R., WIDMANN, H., HEYES, C., BIRD, G. 2012. fMRI Evidence of 'Mirror' Responses to Geometric Shapes. *PLOS ONE* [online]. 7(12), 1-10 [cit. 2022-12-19]. ISSN: 1932-6203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0051934.

RIZZOLATTI, G., FADIGA, L., GALLESE, V., FOGASSI, L. 1996. Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Brain Research. Cognitive Brain Research* [online]. 3(2), 131-141 [cit. 2022-12-27]. ISSN: 0926-6410. Dostupné z: doi: 10.1016/0926-6410(95)00038-0.

RIZZOLATTI, G., LUPPINO, G. 2001. The Cortical system Motor System. *Neuron* [online]. 31(6) s. 889-901. [cit. 2023-12-12]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0896-6273(01)00423-8.

ROCCA, M. A., MEANI, A., FUMAGALLI, S., PAGANI, E., GATTI, R., MARTINELLI-BONESCHI, F., ESPOSITO, F., PREZIOSA, P., CORDANI, C., COMI, G., FILIPPI, M. 2019. Functional and structural plasticity following action observation training in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 25(11), s. 1472-1487 [cit. 2024-03-21]. Dostupné z: doi: 10.1177/1352458518792771.

RUNGE, C. F., SHUPERT, C. L., HORAK, F. B., ZAJAC, F. E. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture* [online]. 10(2), str. 161-170 [cit. 2023-5-8]. Dostupné z: doi: 10.1016/S0966-6362(99)00032-6.

RYAN, D., FULLEN, B., RIO, E., SEGURADO, R., STOKES, D., O'SULLIVAN, C. 2021. Effect of Action Observation Therapy in the Rehabilitation of Neurologic and Musculoskeletal Conditions: A Systematic Review. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation* [online]. 3(1), 1-33 [cit. 2024-3-12]. PMID 33778479. Dostupné z: doi: 10.1016/j.arrct.2021.100106.

SALE, P., CERAVOLO, M. G., FRANCESCHINI, M. 2014. Action Observation Therapy in the Subacute Phase Promotes Dexterity Recovery in Right-Hemisphere Stroke Patients. *BioMed Research International* [online], s. 1–7. [cit. 2023-12-12]. ISSN: 2314-6141. Dostupné z: doi: 10.1155/2014/457538.

SARASSO, E., GEMMA, M., AGOSTA, F., FILIPPI, M., GATTI, R. 2015. Action observation training to improve motor function recovery: a systematic review. *Archives of Physiotherapy* [online], 5(14), s. 1–12. [cit. 2024-2-29]. Dostupné z: doi: 10.1186/s40945-015-0013-x.

SHMUELOF, L., KRAKAUER, J. W. 2011. Are we ready for a natural history of motor learning? *Neuron* [online]. 72(3), s. 469-476 [cit. 2024-2-1]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neuron.2011.10.017.

SCHMIDT, R. A., LEE, T. D. 2011. Motor control and learning: a behavioral emphasis. Champaign, IL, Human Kinetics. ISBN: 0-7360-7961-0.

SIGRIST, R., RAUTER, G., RIENER, R., WOLF, P. 2013. Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review* [online]. 20 s. 21-53 [cit. 2024-3-1]. Dostupné z: doi: 10.3758/s13423-012-0333-8.

SIMON-MARTINEZ, C., MAILLEUX, L., HOSKENS, J., ORTIBUS, E., JASPERS, E., WENDEROTH, N., SGANDURRA, G., CIONI, G., MOLENAERS, G., KLINGELS, K., FEYS, H. 2020. Randomized controlled trial combining constraint-induced movement therapy and action-observation training in unilateral cerebral palsy: clinical effects and influencing factors of treatment response. *Therapeutic Advances in Neurological Disorders*. [online]. 13, s. 1-19 [cit. 2024-3-1]. PMID: 32031542. Dostupné z: doi: 10.1177/1756286419898065.

SIMONSEN, E. B. 2014. Contributions to the understanding of gait control. *Danish Medical Journal* [online]. 61(4), str. [cit. 2024-5-1]. PMID: 24814597. Dostupné z: <https://ugeskriftet.dk/dmj/contributions-understanding-gait-control>.

SINGH, R. E., IQBAL, K., WHITE, G., HOLZ, J. K. 2019. A Review of EMG Techniques for Detection of Gait Disorders. In: ACAVES-FERNÁNDEZ, M. A. *Artifi–ial Intelligence - Applications in Medicine and Biology* [online]. s. 1-140 [cit. 2024-1-09]. ISBN: 978-1-78984-605-8. Dostupné z: doi: 0.5772/intechopen.77536.

- SOLODKIN, A., HLUSTIK, P., CHEN, E. E., SMALL, S. L. 2004. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cereb Cortex* [online]. 14(11), s. 1246-1255 [cit. 2024-1-2]. Dostupné z: DOI: 10.1093/cercor/bhh086.
- SONG, J-C, HWANG, T-Y, KANG, J-H, YOON, S-W, KIM, M-J, KIM, Y-N, 2011. Changes in Electroencephalogram for Action Observation of Ski Simulation. *Journal of the Korean Academy of Clinical Electrophysiology* [online]. 9(1), s. 15-21 [cit. 2024-4-6]. Dostupné z: doi: 10.5627/KACE.2011.9.1.015.
- TAUBE, W., GOLLHOFER, A. 2010. Control and training of posture and balance. In KOMI, P. V. *Neuromuscular aspects of sport performance*. ISBN:9781444324822. Dostupné z: doi: 10.1002/9781444324822.
- TEMPORITI, F., ADAMO, P., CAVALLI, E., GATTI, R. 2020. Efficacy and Characteristics of the Stimuli of Action Observation Therapy in Subjects With Parkinson's Disease: A Systematic Review. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 11, s. 1-13 [cit. 2024-4-16]. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2020.00808.
- TUNG, M. L., MURPHY, I. C., GRIFFIN, C. G., ALPHONSO, A. L., HUSSEY-ANDERSON, L., HUGHES, K. E., WEEKS, S. R., MERRITT, V., YETTO, J. M., PASQUINA, P. F., TSAO, J. W. 2014. Observation of limb movements reduces phantom limb pain in bilateral amputees. *Annals of Clinical and Translational Neurology* [online]. 1(9), s. 633-638 [cit. 2024-2-17]. Dostupné z: doi: 10.1002/acn3.89.
- URGESI, C., CANDIDI, M., FABBRO, F., ROMANI, M., AGLIOTI, S. M. Motor facilitation during action observation: topographic mapping of the target muscle and influence of the onlooker's posture. *European Journal of Neuroscience* [online]. 3(3), s. 421-433 [cit. 2024-2-17]. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.04772.x.
- VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část) - Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 9(4), s. 115-121 [cit. 2023-1-27]. ISSN: 1805-4552. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/280087667>.
- VAUGHAN, L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 1992. *Dynamics of Human Gait*. Second edition. Mills Litho, South Africa. ISBN: 0-620-23558-6.

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

VIGNEMONT, F., HAGGARD, P. 2008. Action observation and execution: What is shared? *Social Neuroscience* [online]. 23(9), s. 2522-2530 [cit. 2024-3-1]. Dostupné z: doi: 10.1080/17470910802045109.

VILLAFANE, J. H., ISGRÒ, M., BERJANO, P., PIRALI, C., NEGRINI, S. 2016. Effects of action observation treatment in recovery after total knee replacement: a prospective clinical trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 31(3), s. 361-368 [cit. 2024-3-13]. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215516642605.

WARNICK, R., GUINDANI, M., ERHARDT, E., ALLEN, E., CALHOUN, V., VANNUCCI, M. 2018. A Bayesian Approach for Estimating Dynamic Functional Network Connectivity in fMRI Data. *Journal of the American Statistical Association* [online]. 113(521), s. 134-151 [cit. 2024-4-3]. Dostupné z: doi: 10.1080/01621459.2017.1379404.

WESTNEY, W., GRUND, C., LATIMER, J., CLOUTIER, A., YANG, J., O'BOYLE, M., HOU, J., FANG, D. 2015. Musical embodiment and perception: Performance, avatars and audience. *SIGNATA: Annals of Semiotics* [online]. 6, 353–381 [cit. 2024-4-3]. Dostupné z: doi: 10.4000/signata.1117.

WESTNEY, W., GRUND, C., O'BOYLE, M., YANG, J. 2017. The pedagogical value of “Enjoyment” in the classical piano studio: A research report on a transdisciplinary study. *Music Teachers National Association Journal* [online]. 9(1), s. 18-37 [cit. 2024-4-6]. ISSN: 2152-7210. Dostupné z: [https://search.library.wisc.edu/article/cdi\\_proquest\\_journals\\_2033248394](https://search.library.wisc.edu/article/cdi_proquest_journals_2033248394).

ZANATTA, A., CHERICI, C., BARGONI, A., BUZZI, S., CANI, V., MAZZARELLO, P., ZAMPIERI, F. 2018. Vincenzo Malacarne (1744–1816) and the First Description of the Human Cerebellum. *The Cerebellum* [online]. 17(4), s. 1-4 [cit. 2024-4-4]. Dostupné z: doi: 10.1007/s12311-018-0932-7.

## Seznam zkratek

ADL	denní činnosti (activity of daily living)
AO	observace pohybu (action observation)
AOT	action observation training/treatment/therapy
BF	m. biceps femoris
CNS	centrální nervový systém
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
dom.	dominantní končetina
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
K	klid
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
m	metr
m.	sval (musculus)
MI	představa pohybu (motor imagery)
MN	zrcadlové neurony (mirror neurons)
MU	motorické učení
mV	milivolt
nedom.	nedominantní končetina
PD	Parkinsonova nemoc (Parkinson disease)
PŘ1	observace před realizací pohybu
PŘ2	observace po realizaci pohybu
RF	m. rectus femoris
RS	roztoušená skleróza
s	sekunda
SIPS	spina iliaca posterior superior
sk:E	experimentální skupina
sk:K	kontrolní skupina
TEP	totální endoprotéza
$U_0$	asymptotická testová statistika

V	volt
VAS	vizuální analogová škála bolesti
WOMAC	Western Ontario and Mc-Master Universities Osteoarthritis Index
x	posturální výchylky na ose x
y	posturální výchylky na ose y
z	posturální výchylky na ose z

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Fáze krokového cyklu (Bonnetfoy-Mazure a Armand, 2015, s. 200) .....	30
<b>Obrázek 3</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity u kontrolní skupiny během 2. měření.....	45
<b>Obrázek 2</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity u kontrolní skupiny během 1. měření.....	45
<b>Obrázek 4</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity u experimentální skupiny během 1. měření.....	46
<b>Obrázek 5</b> Průměrné hodnoty svalové aktivity u experimentální skupiny během 2. měření.....	46
<b>Obrázek 6</b> Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 2. měření.....	46
<b>Obrázek 7</b> Průměrné hodnoty posturálních výchylek u kontrolní skupiny během 1. měření.....	46
<b>Obrázek 8</b> Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 2. měření.....	47
<b>Obrázek 9</b> Průměrné hodnoty posturálních výchylek u experimentální skupiny během 1. měření.....	47



## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 1. měření u sk:K .....	41
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 1. měření u sk:K.....	42
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 1. měření u sk:E.....	42
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 1. měření u sk:E .....	43
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 2. měření u sk:K .....	43
<b>Tabulka 6</b> Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 2. měření u sk:K.....	44
<b>Tabulka 7</b> Popisná statistika hodnot svalové aktivity [mV] během 2. měření u sk:E.....	44
<b>Tabulka 8</b> Popisná statistika hodnot posturálních výchylek [g] během 2. měření u sk:E .....	45
<b>Tabulka 9</b> Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během klidové fáze .....	48
<b>Tabulka 10</b> Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během klidové fáze .....	48
<b>Tabulka 11</b> Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během fáze PŘ1 .....	48
<b>Tabulka 12</b> Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během fáze PŘ1 .....	48
<b>Tabulka 13</b> Wilcoxonův párový test – svalová aktivita u obou skupin během fáze PŘ2 .....	49
<b>Tabulka 14</b> Wilcoxonův párový test – posturální výchylky u obou skupin během fáze PŘ2 .....	49
<b>Tabulka 15</b> Mann-Whitneyho U Test - porovnání mezi skupinami .....	50

## Přílohy



**Obrázek 4** Aplikace elektrod na DKK a do oblasti sacra – posteriorní pohled (vlastní zdroj)

Elektrody byly aplikovány bilaterálně na svalová břívka svalů m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. soleus, laterálně na distální část femuru, laterálně na distální část tibie a do oblasti os sacrum. Pro účely této práce byla použita data ze zvýrazněných elektrod aplikovaných na m. biceps femoris, m. rectus femoris a sacrum.

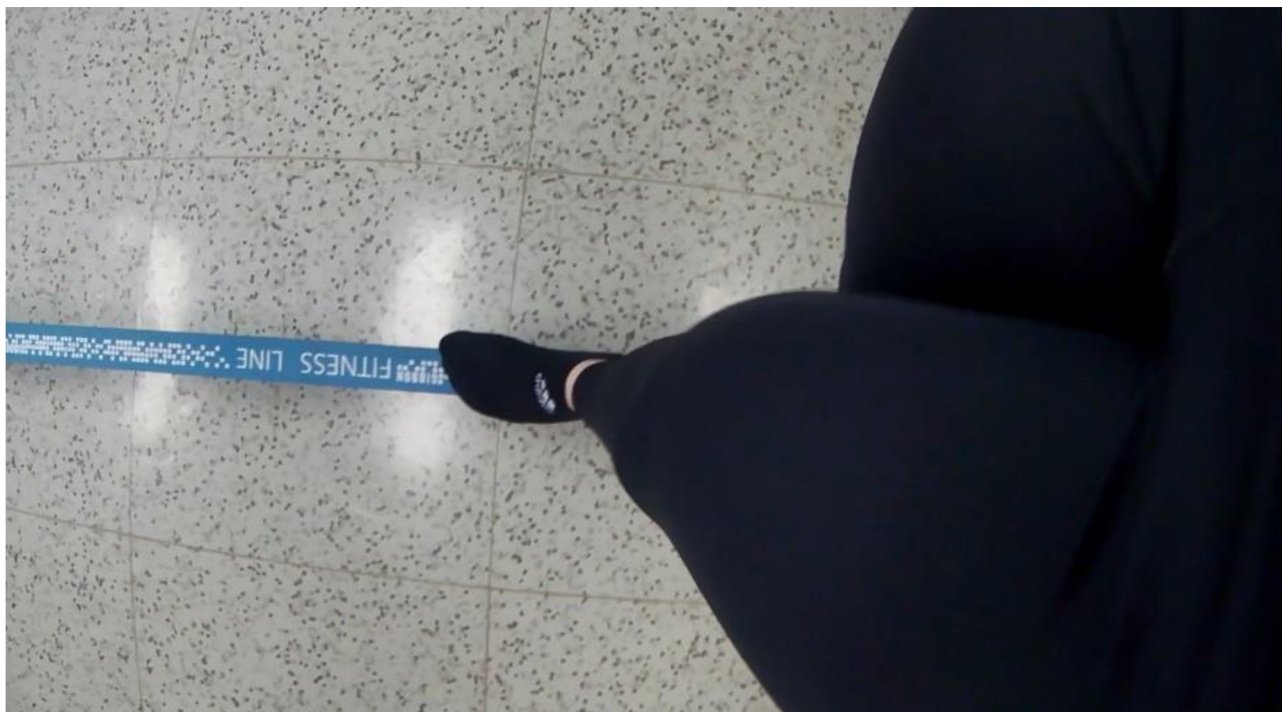


**Obrázek 5** Aplikace elektrod na DKK - anteriorní pohled (vlastní zdroj)

Elektrody byly aplikovány bilaterálně na svalová břívka svalů m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. soleus, laterálně na distální část femuru, laterálně na distální část tibie a do oblasti os sacrum. Pro účely této práce byla použita data ze zvýrazněných elektrod aplikovaných na m. biceps femoris, m. rectus femoris a sacrum.



**Obrázek 6** Slackline Gibbon (dostupné z: <https://www.gibbon-slacklines.cz/slackrack-fitness/>)



**Obrázek 7** Ukázka z videa „observace chůze po slackline“ (vlastní zdroj, dostupné z: [https://www.youtube.com/watch?v=pA1h2tE\\_xg8](https://www.youtube.com/watch?v=pA1h2tE_xg8))



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ..

UPOL - 33600/1070-2022

Vážená paní  
Bc. Klára Chadimová

2022-02-04

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 „**Vliv observace chůze na svalovou aktivitu dolních končetin**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

**Obrázek 8** Souhlasné vyjádření Etické komise



### **Informovaný souhlas**

Pro diplomovou práci: Vliv observace chůze na svalovou aktivitu dolních končetin  
Období realizace: únor 2022 – květen 2024

Řešitelé práce: Bc. Klára Chadimová, Mgr. Hana Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je posoudit vliv observace, neboli pozorování pohybu na aktivitu svalů dolních končetin. Měření bude probíhat prostřednictvím elektromyografického zařízení, přičemž elektrody budou aplikovány na očištěnou a oholenou pokožku dolních končetin pomocí hypoalergenní pásky. Během samotného měření bude postupně zaznamenána aktivita svalů v klidu, při observaci chůze, během samotné realizace chůze, opět při observaci chůze a následně bude tento cyklus zopakován, ovšem běžná chůze bude nahrazena chůzí na slackline. Celková délka měření nepřesáhne 45 minut a v případě potřeby bude měření přerušeno. 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**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedené výzkumné části diplomové práce. Řešitelka 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 mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

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

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

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

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu:

---

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

Jméno, příjmení a podpis řešitelky diplomové práce:

---