

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV IDEOMOTORIKY NA POSTURÁLNÍ STABILITU

Diplomová práce

Autor: Bc. Tereza Blatná, obor Fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Tereza Blatná

Název diplomové práce: Vliv ideomotoriky na posturální stabilitu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt:

Ideomotorika je mentální realizace pohybu doprovázená vědomou inhibicí jeho reálného provedení. Dochází při ní k aktivaci senzomotorických mozkových oblastí, které se podílejí na plánování, přípravě i provedení pohybů reálných. Má vliv na zlepšení motorických funkcí, a proto se využívá při sportovních trénincích a je také součástí rehabilitačních terapií. Cílem této diplomové práce bylo určit vliv ideomotoriky chůze na posturální stabilitu. Experimentálního měření se zúčastnilo 25 zdravých jedinců ve věku $56,5 \pm 5,6$ let. Všichni jedinci měli dobrou úroveň představy pohybu na základě dotazníků MIQ-R a MIQ-RS (průměrná hodnota skóre 4 a více). Pro zhodnocení cílů práce byla testována představa chůze a její náročnější modifikace představa chůze po čáře. Obě zahrnovaly následující podúlohy: klid, představu chůze nebo chůze po čáře před reálnou chůzí a představu chůze či chůze po čáře po reálném provedení chůze. Pořadí testovaných situací představa chůze či chůze po čáře bylo randomizováno. K určení vlivu ideomotoriky chůze na posturální stabilitu byly hodnoceny posturální výchylky pomocí akcelerometrů umístěných na sacru, stehnu a lýtku. Z výsledků této studie vyplývá, že ideomotorika chůze nemá vliv na posturální stabilitu. Bylo zjištěno, že náročnost představy chůze nemá vliv na parametry posturální stability. Rovněž nebyl potvrzen vliv reálného provedení chůze na její následnou představu a tudíž na ovlivnění posturální stability. Při posuzování vlivu umístění akcelerometrů bylo zjištěno, že jejich umístění má vliv na velikost naměřených hodnot posturálních výchylek, nikoli však na hodnocení posturální stability při představě chůze.

Klíčová slova: posturální stabilita, postura, ideomotorika, akcelerometr, rovnováha, chůze

Author's name and surname: Tereza Blatná

Title of the master thesis: The effect of motor imagery on postural stability

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2021

Abstract:

Motor imagery is a mental realization of movement that is accompanied by intentional inhibition of the real movement execution. Motor imagery activates the same sensorimotor brain areas that take part in planning and execution of the real movement. It has an effect on improving motor functions and is used in sport population and as a part of rehabilitation therapy. The focus of this thesis was to define the effect of gait imagery on postural stability. The research group consisted of 25 healthy individuals aged 56.5 ± 5.6 years. All subjects had a good level of motor imagery ability tested by questionnaires MIQ-R and MIQ-RS (scored 4 and more). To determine the effect of gait imagery on postural stability, gait imagery and line gait imagery were tested. Both included the following subtasks: resting position, gait imagery before and after actual walking, line gait imagery before and after actual walking on a line. The order of these subtasks (gait and line gait imagery) was randomized. To evaluate the effect of gait imagery on postural stability, accelerometers assessing postural sway were placed on sacrum, thighs and calves. The results of this study show that gait imagery does not affect postural stability. It was also discovered that there is no difference between the effect of more and less demanding forms of gait imagery on postural stability. No significant effect of the actual execution of gait on the level of imagery and thus on postural stability was discovered. When examining the effect of the placement of accelerometers, it was discovered that their placement does effect the measured values but does not have an effect on the evaluation of postural stability during gait imagery.

Key Words: postural stability, posture, motor imagery, accelerometer, balance, gait

Dedikace

Tato diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA FTK 2020 014 „Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu" (hlavní řešitel Mgr. Hana Haltmar).

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje v referenčním seznamu a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci, dne

Poděkování

Velké poděkování patří prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr., za odborné vedení této diplomové práce, za jeho cenné rady a odborné konzultace. Stejně tak bych chtěla velmi poděkovat Mgr. Haně Haltmar za její trpělivost a pomoc při odborných konzultacích. V neposlední řadě bych také chtěla poděkovat RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

1 Úvod	8
2 Syntéza teoretických poznatků.....	10
2.1 Posturální stabilita	10
2.1.1 Základní terminologie	11
2.1.2 Postura.....	11
2.1.3 Posturální reaktivita	14
2.1.4 Neurofyziologické mechanismy posturální stability	14
2.1.5 Statická a dynamická posturální stabilita	18
2.1.6 Pohybové strategie	18
2.1.7 Vývoj posturální stability	21
2.1.8 Poruchy posturální stability	22
2.1.9 Hodnocení posturální stability	24
2.2 Ideomotorika	26
2.2.1 Perspektivy pohybu v představě	28
2.2.2 Neurofyziologické aspekty ideomotoriky	28
2.2.3 Možnosti hodnocení ideomotorických schopností	31
2.2.4 PETTLEP model ideomotorického tréninku	34
2.2.5 Možnosti využití ideomotoriky v rehabilitaci	36
2.3 Chůze	38
2.3.1 Chůzový cyklus	39
2.3.2 Chůze a ideomotorika	39
3 Cíle a výzkumné otázky.....	42
3.1 Cíle práce	42
3.1.1 Dílčí cíle	42
3.2 Výzkumné otázky	42
4 Metodika výzkumu	43
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	43
4.2 Experimentální měření.....	43
4.2.1 Příprava měření.....	43
4.2.2 Průběh měření.....	43

4.2.3 Měřené parametry	45
4.2.4 Statistické zpracování dat	45
5 Výsledky	46
5.1 Výsledky k výzkumné otázce V_1	47
5.2 Výsledky k výzkumné otázce V_2	48
5.3 Výsledky k výzkumné otázce V_3	49
6 Diskuze	54
7 Závěr	63
8 Souhrn.....	64
9 Summary	66
Referenční seznam	68
Přílohy	85

1 Úvod

Ideomotorika je schopnost představy jednoduchého či komplexního pohybu bez jeho reálného provedení. Jedná se o vědomé zpřístupnění představy plánovaného pohybu, doprovázené vědomou inhibicí jeho provedení (Jeannerod, 1995; Mulder, 2007; Williams et al., 2012). Princip ideomotoriky spočívá v aktivaci podobných mozkových oblastí jako při reálném volném pohybu. K neuroplastickým změnám v souvislosti s motorickým učením dochází při reálném pohybu i při jeho pouhé představě (Baeck et al., 2012). Míra aktivace daných mozkových oblastí však záleží na ideomotorických schopnostech jedince (Loison et al. 2012; Williams et al., 2012). Ideomotoriku lze využít pro nácvik, zlepšení či reedukaci pohybu již dříve známého. Dříve byla využívána především pro zvýšení výkonu ve sportovním odvětví, nicméně stále častěji se s představou pohybu setkáváme také v terapii pacientů s neurologickým deficitem či u ortopedických diagnóz, kdy vlastní motorická exekuce pohybu není možná (Driskell, Copper, & Moran, 1994; Feltz & Landers, 1983; Ruffino, Papaxanthis, & Lebon, 2017; Wakefield & Smith, 2012). Většina publikovaných studií se zabývala vlivem ideomotoriky na jednoduché analytické pohyby. V menší míře existují také studie, zkoumající její vliv na pohyby komplexní, jako je například chůze (Cho, Kim, & Lee, 2013; Dunskey et al., 2013; Kolářová, Krobot, Polehlová, Hlušík, & Richards, 2016). Chůze je základním způsobem lokomoce člověka, zásadně ovlivňující kvalitu života jedince (Véle, 2006). Pokud je tato motorická schopnost omezena, je rehabilitačním cílem dosažení co nejvyššího stupně nezávislosti při vykonávání běžných denních aktivit. Jednou z možných metod pro ovlivnění parametrů chůze je právě ideomotorika.

I když je ideomotorika charakterizovaná jako schopnost představit si pohyb bez zjevného motorického projevu, některé studie uvádí, že při představě pohybu byly naměřeny posturální výchylky anteroposteriorním i mediolaterálním směrem. I pouhá představa pohybu horními či dolními končetinami může vyvolat anticipační posturální nastavení (Mitra, Doherty, Boulton, & Maylor, 2016; Rodrigues et al. 2010). Inhibiční procesy posturálních změn se spolu s posturální stabilitou zhoršují s věkem (Wilder, Mitra, Andrews, & Boulton, 2020). K naprosté většině známek posturální nestability nedochází při stoji, ale při chůzi či jiných formách lokomoce (Bizovská, Janura, Míková,

& Svoboda, 2017). Zajímalo nás proto, jak se může ideomotorika chůze projevit ve změně posturální stability.

2 Syntéza teoretických poznatků

2.1 Posturální stabilita

Problematiku posturální stability lze chápat z různých hledisek. Jinak na ni bude nahlížet fyzioterapeut, jinak biomechanik, jinak lékař a další odborníci. Dle Bizovské, Janury, Míkové a Svobody (2017) se jedná o procesy související s udržením vertikální pozice, nejčastěji v různých modifikacích bipedálního stoje, aniž by došlo k pádu. Kolář et al. (2009) popisuje posturální stabilitu jako schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému či neřízenému pádu. Dylevský, Druga a Mrázková (2011) specifikují posturální stabilitu jako vyváženou a koordinovanou pozici těla. Jedná se o vysoce specializovaný proces udržování rovnováhy, polohy těla a jeho jednotlivých částí ve stále se měnícím prostředí. Ani při zaujetí stálé polohy nejde pouze o statický stav, ale spíše o neustálý proces, který čelí přirozené labilitě pohybového aparátu, jež je pro pohyb nutným předpokladem. Vařeka (2002a) pojem posturální stabilita spojuje se zajištěním vzpřímeného držení těla u člověka v reakci na změny zevních a vnitřních podmínek. Její kvalita může být ovlivněna např. centrálním či periferním postižením a také postupnými involučními procesy ve stáří. Lidské tělo je totiž ze své biomechanické podstaty velmi nestabilní systém tvořený množstvím jednotlivých segmentů. Je případem „obráceného kyvadla“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Tento systém potřebuje pro svou správnou funkci tři hlavní složky – senzorickou (především propiocepce, exterocepce, zrak, vestibulární systém), řídící (centrální nervová soustava, CNS) a výkonnou (pohybový aparát). Tyto složky se navzájem ovlivňují. Nesmíme opomíjet ani psychické vlivy a vlivy vnitřního prostředí, kam řadíme procesy, které ovlivňují excitabilitu nervového systému a spouští pohybové programy. Stejně jako celý motorický systém má však lidské tělo velké substituční a kompenzační možnosti – pokud je funkce určité části pohybového aparátu oslabena nebo zcela vypadne, CNS zvolí jiný postup tak, aby původní cíl mohl být co nejlépe splněn. Zhoršení či výpadek funkce se tedy nemusí projevit ihned, ale kupříkladu až při ztížených podmínkách. K naprosté většině známek posturální instability, případně až k pádům totiž nedochází ve stoji, ale při chůzi či jiných formách lokomoce (Bizovská et al, 2017; Vařeka, 2002a).

2.1.1 Základní terminologie

Pro bližší objasnění termínu posturální stabilita je potřeba definovat pojem těžiště (centre of mass, COM), dále tzv. centre of gravity (COG) a centre of pressure (COP). Těžištěm rozumíme působiště tíhové síly, respektive pomyslný bod, vzhledem ke kterému je výsledný moment tíhových sil působících na jednotlivé tělesné segmenty daného jedince roven nule. Vertikální projekce těžiště do opěrné báze, tedy průsečík svislé těžnice s opěrnou bází, je pak označována jako COG. V případě opěrné báze se jedná o plochu vzniklou spojením všech vnějších hranic opěrné plochy. Opěrnou plochou je myšlena část podložky, která je v přímém kontaktu s částí těla, kde je opora realizována. Pojem COP označuje působiště vektoru výsledné reakční síly podložky. Jde o vážený průměr tlaků působících na plochu kontaktu. COG by se mělo promítat do opěrné báze a jeho pozice ve stoji by měla být udržovaná v konkrétních mezích, tzv. limity stability. Limity stability ve vzpřímeném stoji jsou maximální vzdálenosti, ve kterých se může jedinec vychylovat v jakémkoli směru bez ztráty stability – nedochází tedy ke změně opěrné báze. Výchylky vytvářejí v bipedálním stoji plášť kužele a princip pohybu bývá označován právě jako biomechanický model obráceného kyvadla (Bizovská et al., 2017). Posturální stabilitu Heebner, Akins, Lephart a Sell (2014) podobně jako Jonsson, Seiger a Hirschfield (2004) definují jako schopnost udržení COG v mezích určených opěrnou bází.

Na úroveň posturální stability ve stoji má vliv mnoho faktorů. Mezi zevní faktory řadíme kontakt chodidel s opěrnou plochou, postavení jednotlivých segmentů těla a vzdálenost COG od hranice opěrné báze. Mezi vnitřní faktory můžeme řadit vnitřní pohyby těla jako je např. pohyb hrudníku a břišní stěny při dýchání, změny vnitřních tlaků při rozepnutí plic, krevní oběh a kontrakční síly svalů. Dále mezi faktory vnitřního prostředí patří procesy nastavující excitabilitu nervového systému a spouštějící pohybové programy, spolu se zpětnovazebnými receptory (Bizovská et al., 2017; Véle, 1995).

2.1.2 Postura

Původ slova postura pochází z latinského slova „ponore“, což v překladu znamená „dát“ nebo „umístit“. V průběhu 16. století pak přenosem slova „positus“ či „positura“ dosáhlo dnešní podoby postura (Pastucha et al., 2013). Pro udržení rovnováhy (a tedy zajištění posturální stability) je správná postura nezbytná. Posturou rozumíme

aktivní držení segmentů těla proti zevně působícím silám, ze kterých má v běžném životě největší roli síla tíhová. Výchozí posturou pro člověka je bipedální stoj, který v průběhu dne opakovaně zaujímáme a využíváme pro většinu běžných činností. K provedení optimálního pohybu je však nutné nejprve zaujmout a udržet optimální posturu. Postura není jen synonymem pro bipedální stoj a lokomoci z něj vycházející, ale je součástí např. vzpřímeného sedu i pouhého zvednutí hlavy v leže na břiše (Bizovská et al., 2017; Kolář et al., 2009; Vařeka, 2002a). Podle Véleho (1995) není možné určit přesnou normu pro správné držení těla, neboť je pro každého jedince individuální. Avšak za fyziologický stav lze považovat situaci, kdy jsou jednotlivé pohybové segmenty vyváženy tak, že posturální napětí ve svazech je minimální.

O koncept postury tak, jak ji vnímáme dnes se zasloužilo několik vědců. Stuart (2005) ve své publikaci *Integrace postury a pohybu* zmiňuje dvě zásadní osobnosti – Charlese Sherringtona a Waltera Hesse. Sherringtonův hlavní přínos dle Stuarta (2005) spočíval v popisu funkční organizace senzomotorického systému a kortikospinálního traktu, spolu s porozuměním vzájemného propojení descendentních motorických signálů a senzorických ascendentních vstupů. Spolu s Magnusem (1924) je známý pro své tvrzení, že tělesná posturální stabilita je dána souhrnem reflexních odpovědí, které zajišťují jednotlivé tělesné segmenty proti působení vnějších vlivů. Další výrok připisovaný Sherringtonovi (1932), respektive Magnusovi (1924) zní: „Posture follows movement like a shadow“. Výstižným překladem tohoto výroku je „postura provází pohyb jako stín“, což značí skutečnost, že postura je obsažena nejen na začátku a konci pohybu, ale je po celou dobu jeho součástí a základní podmínkou (Vařeka & Dvořák, 2002). Walter Hess zastával názor, že bez předchozí posturální adaptace by cílené pohyby (teleokinetická motorika) vůbec nebylo možno provést (Stuart, 2005).

Názory na význam postury a její vztah k pohybu ale jednotné nejsou. Zatímco Janda (1982) odvozuje posturu od pohybu, Vojta (2010) přisuzuje postuře zásadní význam vůbec pro možnost jeho provedení. Dle Véleho (1997) postura pohybu předchází, změna polohy pohyb provází a po skončení pohybu opět dochází k udržení polohy výsledné – posturu a pohyb lze považovat za dvě různé stránky téhož procesu. Fyziologický pohyb nemůže být realizován bez stability motorického systému jako takového. Postura tedy zůstává základní podmínkou pohybu, ne naopak.

Některé fyzioterapeutické koncepty (např. Bazální posturální programy) pracují s posturou a atitudou (cíleně orientovanou posturou) primárně, vlastní pohyb je až na druhém místě. Dle Čákové (2016) kvalita schopnosti zabezpečit naše tělo vůči gravitaci rozhoduje o kvalitě jak lokomotoriky, tak i jemné motoriky, dechových funkcí, v neposlední řadě ovlivňuje také motoriku vnitřních orgánů. Autorka popisuje provázanost psychiky a posturální jistoty (stability). Posturální jistota či nejistota je vjem, který lze těžko definovat, avšak v případě nejistoty rozhodujícím způsobem ovlivňuje řízení našich následných pohybů. Při posturální nestabilitě mozek řeší situaci na úkor kvality následných pohybových aktivit. O posturální motorice platí, že zajišťuje výchozí polohu, probíhající pohyb pak stabilizuje v jeho průběhu a na konci pohybové sekvence zajišťuje polohu konečnou, která je výchozí posturou pro další pohybovou sekvenci (Čáková, 2016). Véle (1995) popisuje ovlivnění posturálních projevů funkcí vnitřních orgánů a psychiky, a tedy příležitost z postury odečíst i řadu informací, které se netýkají jenom muskuloskeletálního aparátu, ale také organismu jako celku.

Posturální stabilita je výsledkem koordinace a synergie mezi vestibulárním, vizuálním a somatosenzorickým systémem. I když je tedy tělo na první pohled ve statické poloze (např. stoj) a jako celek svou polohu v prostoru nemění, využívá pro udržení tohoto stavu děje dynamické. Jedná se o neustálé zaujímání této stálé polohy. Správně fungující posturální kontrola je základním požadavkem pro provedení aktivit běžného života (chůze, manipulace s předměty, vstávání ze židle a jiné; Bizovská et al., 2017).

2.1.2.1 Atituda

Cíleně orientovaná postura, která je nezbytná pro provedení naplánovaného pohyb, se nazývá atituda. CNS se vždy snaží nastavit takovou atitudu, aby bylo možno dosáhnout zamýšleného cíle pohybu. Čáková (2016) zmiňuje, že v okamžiku vytvoření atitudy už řídící centra vědí nejen jaký je cíl plánované hybnosti, ale i jak bude pohyb probíhat a jak dopadne. Právě o tento názor se autorka značně opírá ve svém konceptu Bazální posturální programy, kde s atitudou hojně pracuje, záměrně ji prodlužuje a několikrát opakuje, aby CNS měla dostatek času ji zdokonalit a dostat do podvědomí. Magnusův výrok (1924) si doplňuje o význam jednotlivých složek pohybové sekvence a jejich provázanosti a překládá jej následovně: „Průběh pohybu a postura konečná v sobě

reflektuje výchozí posturu a startovací atitudu jako stín.” Patologická vstupní postura vyústí v patologický průběh pohybu i patologickou konečnou posturu (Čápová 2016).

2.1.3 Posturální reaktivita

Postura, posturální stabilita a pohyb jsou na sobě závislé. Každá změna pozice, byť jen nepatrná, vyžaduje přizpůsobení držení těla a rovnováhy. Dle Vojty (2010) je posturální reaktivita automatické přizpůsobení polohy hlavy a končetin ke změně polohy těla v prostoru. Při vyšetřování polohových reakcí v rámci diagnostiky je polohou myšlena výchozí poloha těla a reakcí rozumíme odpověď na změnu této polohy způsobenou vyšetřujícím. Polohové reakce vyvoláme změnou polohy těla dítěte přesně daným, standardizovaným způsobem. Oslovíme tím proprioceptory svalů, šlach, kloubních pouzder, vazů, receptory hrudní a břišní dutiny, telereceptory a v neposlední řadě také rovnovážný orgán vnitřního ucha. Při správném provedení polohových reakcí dochází k přílivu informací k řídícím úrovním mozku a míchy. Je tak testována schopnost CNS koordinovaně řídit motorické vzorce (Orth, 2009; Čápová, 2016).

2.1.4 Neurofyzilogické mechanismy posturální stability

Posturální kontrolou označujeme neurální mechanismy, které zodpovídají za udržení polohy a za umožnění provedení účelného pohybu v gravitačním poli. Klíčovou roli při tom hraje nervový systém, který instabilitu detekuje (feedback) a předvídá (feedforward). Dále také generuje odpovídající svalovou aktivitu pro koordinaci daného pohybu. Posturální kontrola je popisována jako komplexní chování, vyžadující centrální zpracování a integraci mnoha senzorických vstupů z periferie. Tyto neurální mechanismy integrující posturu a pohyb jsou zapojovány ve vzorcích, které jsou závislé jak na podstatě úkolu, tak na okolním prostředí. Ty potom vedou k výběru adekvátní odpovědi. Následná realizace pohybu představuje přesně načasované vzorce svalové aktivity, zahrnující celé tělo (Bizovská et al., 2017; Stuart, 2005).

Primární podmínkou pro udržení posturální stability, a s ní souvisejícího vzpřímeného postoje, je posturální svalový tonus. Ten je dán nízkofrekvenční asynchronní aktivitou alfa motoneuronů. Rozložení tonu je neustále regulováno reflexními reakcemi, které posturu udržují a adaptují vzhledem k měnící se poloze tělesných segmentů. To zajišťují převážně míšní okruhy, okruhy mozkového kmene,

mozečku a subkortikální centra. Pro některé z reflexů je však třeba i integrita kortexu. Důležitý podíl na udržování trvalé aktivity spinálních motoneuronů má také exteroceptivní aferentace z kožních receptorů a dále sensorické informace především ze zrakového a vestibulárního systému. Nelze opomenout ani autonomní nervový systém (Bizovská et al., 2017).

Avšak udržování vzpřímené polohy těla vůči gravitaci není přisuzováno jen reflexním či předprogramovaným reakcím. Jedná se o adaptabilní chování, které je zajišťováno aferentními i eferentními vstupy a jejich integrací. Pro optimální posturální kontrolu je tedy nutná dostatečná kvalita vnímání těla v prostoru, sensorické organizace, prediktivní schopnosti CNS, funkčního muskuloskeletálního systému i pohybové koordinace. Tyto schopnosti jsou založeny na předchozí zkušenosti a záměru, což poukazuje na důležitou oblast vlivu vyšších integračních center. Nemálo důležitý je také vliv pozornosti, motivace a soustředění. Pro účast na procesu učení, paměti a složitých reakcích závislých na zkušenostech je rovněž důležité spojení limbického systému a frontálního laloku (Bizovská et al. 2017; Véle, 2006). Posturální funkce jako takové však probíhají podvědomě a pouhé doporučení změny často končí neúspěchem, poněvadž nová instrukce je potlačena a řízení postury opět převezme původní subkortikální posturální program. Terapeutickým cílem by v tomto případě tedy měl být zásah do subkortikálního posturálního řízení a snaha o jeho změnu.

Reflexní řízení posturální kontroly (svalový tonus, napínavé reflexy, tonické šijové reflexy, vzpřimovací reakce a rovnovážné reakce) představuje jen nepatrný zlomek pro posturální kontrolu – toto reflexní zpracování podnětů může být modifikováno přítomností omezení možností pohybového aparátu a změnami vnějších podmínek (Bizovská et al., 2017; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991). Jedná se tedy o funkční adaptabilní chování v podobě mnoha pohybových programů, které jsou uzpůsobovány situaci a získány učením (Véle, 1997).

2.1.4.1 Vestibulární aparát

Vestibulární aparát je tvořen statickým a kinetickým čidlem. Statické čidlo se skládá z blanitých váčků utrikulus a sakulus. Ty mají na starosti detekci polohy hlavy v prostoru a lineární zrychlení hlavy. Kinetické čidlo tvoří tři navzájem kolmé polokruhovitě kanálky, jejichž funkcí je zaznamenávat rotační zrychlení hlavy. Aferentní

signály z labyrintu vnitřního ucha umožňují posturální reflexní reakce, zajišťující udržení hlavy a trupu ve vzpřímené poloze.

Další funkcí vestibulárního aparátu je stabilizace obrazu v zorném poli. Při poruše funkce je obraz rozmazaný. Tuto funkci není možné zcela nahradit zrakovým analyzátozem, protože při malém podráždění receptorů sítnice nemůže být rozpoznán pohyb okolí od pohybu pozorovatele. Funkční stav vestibulárního systému také těsně souvisí s autonomním nervovým systémem a má tonický vliv na chemorecepční emetickou zónu (Bizovská et al., 2017).

Klinická symptomatika u vestibulárních poruch je dána náhle vzniklou nerovnováhou informací, přicházejících z obou vestibulárních aparátů. Za fyziologických okolností se oba systémy chovají „jako dvě ruce“, které nás drží ve střední rovině pomocí tzv. vestibulárního tonu. Udržují rovnováhu pomocí dvou reflexních okruhů, a to vestibulo-okulárního a vestibulo-spinálního. Pokud dojde k poškození jednoho vestibulárního aparátu, zdravá strana bude přetlačovat nemocnou ke straně léze při stoji, chůzi (vzniknou spontánní vestibulární úchyly) a vznikne nystagmus s rychlou složkou ke zdravé straně. Tonická úchylna se ve stoji akcentuje zavřením očí a při otáčení hlavy mění svůj směr. (Kolář et al., 2009; Jeřábek, 2020) Za normální situace si činnost vestibulárního tonu neuvědomujeme, jeho funkce je přitom nesmírně důležitá – reguluje náš stoj, umožňuje provádění motoriky, zajišťuje zrakovou ostrost.

2.1.4.2 Somatosenzorický systém

Somatosenzorický systém zahrnuje kožní cití a propiocepci, tedy informace z kloubních a svalových receptorů, z ligament, periostu a kůže. Propriocepce informuje CNS o pozici (statestie) a o pohybu (kinestie) těla vzhledem k podložce či k ostatním tělesným segmentům. Změna délky svalu a rychlost této změny je zaznamenávána primárním zakončením svalových vřetének, statické změny v délce svalu jsou registrovány sekundárním zakončením, změna napětí svalu je detekována Golgiho šlachovými tělisky. Jak svalová vřeténka, tak šlachová těliska jsou receptory propioceptivních reflexů, jejichž podkladem je schopnost neurálních regulačních obvodů (míšň a kmenová úroveň) trvale kontrolovat délku a mechanické napětí kosterních svalů (Bizovská et al., 2017). Studie zabývající se posturální stabilitou poukazují na důležitou roli propioceptivní i exteroceptivní aference v posturální kontrole. Ta převažuje

především ve stoji na stabilním povrchu, na labilních plochách se více uplatňuje kontrola zraková a vestibulární. Maurer, Mergner, Bolha a Hlavacka (2000) zkoumali změny posturální stability ve vpřímeném stoji při vyloučení funkce vestibulárního (pacienti s bilaterální dysfunkcí vestibulárního aparátu), vizuálního a somatosenzorického systému. Jedinci byli postaveni na plošinu, která vytvářela výchylky o frekvenci 0,05–0,4 Hz, s amplitudou 2°. Pacienti s bilaterální absencí vestibulárního aparátu a zdraví pacienti po vyloučení zrakových informací při těchto frekvencích nejevili vážnější známky posturální nestability. V případě absence jak vestibulárních, tak zrakových funkcí, somatosenzorická aference stále stačila pro kontrolu těla v prostoru ve frekvencích mezi 0,05 až 0,1 Hz. Vyšší frekvence však s vyloučením těchto dvou systémů způsobila posturální instabilitu, zjištěnou na základě výchylek zachycených plošinou. Somatosenzorická aference tedy hraje důležitou roli v reaktivní posturální kontrole a v korekci balančních reakcí.

2.1.4.3 Zraková orientace

Zrakem je přijímáno až 90 % vjemů z okolního prostředí. Vizuelní vjemy v sobě zahrnují mnoho základních kvalit nazíraného objektu, případně jeho pohyb. Receptory sítnice poskytují informace o poloze hlavy a podílejí se tak na udržování postury (Bizovská et al., 2017). Krom toho, že nám zrak poskytuje informace o orientaci těla v prostoru, umožňuje také registrovat nečekané a rychlé změny okolního prostředí a tím využít vhodné anticipační mechanismy (Vařeka, 2002b). Z výsledků studií vyplývá, že periferní vidění se nejvíce uplatňuje při kontrole posturálních výchylek v anterioposteriorním (AP) směru, zatímco centrální vidění přispívá ke kontrole ve směru AP i ve směru mediolaterálním (ML; Schmid, Casabianca, Bottaro, & Schieppatti, 2008). Oproti vestibulárnímu systému má zrak nižší práh dráždivosti pro detekci prostorových změn těla – jeho vliv se tedy uplatňuje především při omezení ostatní senzorické aference (různé klinické diagnózy, ve stáří, apod.). Vztah k posturálním svalům (především v horní oblast krční páteře) a k nastavení posturálního svalového tonu mají také okohybné svaly (Véle, 1997).

2.1.5 Statická a dynamická posturální stabilita

Posturální stabilitu dělíme na statickou a dynamickou. Statická posturální stabilita je schopnost jedince udržet stabilní držení těla ve stoji při statické opěrné bázi, respektive schopnost získat a udržet pozici COG v mezích opěrné báze jednotlivce. K jejímu hodnocení nejčastěji používáme měření zrychlení a vychýlení trupu (Heebner, 2015; Roman-Liu, 2018). Statická posturální stabilita těla ve vzpřímeném stoji však představuje kvazistatickou polohu, která je přeci jen jistými minimálními výchylkami těla provázena. Intaktní a správně fungující CNS tyto výchylky nepřetržitě detekuje pomocí integrovaných informací ze senzorických receptorů. Celý proces zahrnuje příjem informací, jejich integraci a zpracování CNS, spolu s korektivní odpovědí projevující se svalovou aktivitou. Tyto korektivní mechanismy jsou regulovány pomocí feedback i feedforward odpovědí (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Dynamickou posturální stabilitou rozumíme schopnost kontrolovaně přenést těžiště těla mimo opěrnou bázi při přechodu z dynamického do statického stavu. Nejčastěji se testuje na principu měření časového úseku potřebného ke stabilizaci těla nebo výpočtem indexu dynamické posturální stability pomocí posturální plošiny. K získání klinického obrazu schopností posturální stability daného jedince je vhodné testovat jak statickou, tak dynamickou stabilitu, neboť dle Heebnera (2015) prováděné studie neukazují na možnou souvislost mezi těmito dvěma typy. Lze tedy usuzovat, že statické a dynamické testy jsou ovlivňovány různými aferentními a eferentními modalitami. V rámci lokomoce se nemusí tíhová síla promítat přímo do opěrné báze, avšak musí tam směřovat výslednice zevních sil (tíhová, třecí, reakční a setrvačnost). U statické zátěže by naopak tíhová síla měla směřovat do opěrné báze neustále, jinak by k udržení rovnováhy byla neustále potřebná značná svalová síla (Horak, 1997; Kolář et al., 2009).

2.1.6 Pohybové strategie

Posturální stabilita vyžaduje komplexní spolupráci mezi muskuloskeletálním a nervovým systémem. Velmi důležitou součástí je oblast vlivu tzv. vyšších integračních center pro zajištění adaptability a anticipační funkce posturální kontroly. Schopnost anticipace, respektive příprava somatosenzorického a motorického systému pro aktivaci posturálních svalů před vlastním provedením pohybu, je závislá na předcházející

zkušenosti, učení a záměru činnosti. Posturální řízení nezávisí jen na senzorických informacích z perierie, ale i na schopnosti CNS tyto informace vyhodnotit a zvolit tak správné posturální nastavení pro danou situaci (Shupert & Horak, 1999; Véle, 1997). Rozhodnutí o provedení úkolu určitým způsobem se děje na základě výběru strategie. Ta je pak přeměněna na motorický program a ten je descendntními drahami nesen ke spinální míše, kde dochází k jejich koordinaci a konečné translaci načasovaných příkazů pro změny svalového tonu (Bizovská et al., 2017).

Vzpřímená postura je udržována pomocí tzv. stabilizačních synergií. Jedná se o časné odpovědi na narušení posturální stability. Latence těchto reakcí (70–180 ms) je vyšší než latence reflexů myotatických (40–50ms), ale nižší než latence volního pohybu (180–250 ms) (Horak, 1997). Jedná se o specifické svalové (koaktivační) souhry, analogické k vzorcům svalové aktivity při řízení volního pohybu – jsou to pohyby mající podobné kinematické charakteristiky a přenosové typy aference.

Didakticky lze strategie zajišťující posturální stabilitu dle Vařeky (2002b) rozdělit do dvou skupin. Prvním rozdělením je dělení na strategii proaktivní (anticipační) a reaktivní. Druhým dělením je strategie statická a dynamická. Statickou strategii představují rovnovážné reakce, respektive výše zmíněné stabilizační synergie. Pokud je hranice bezpečného udržení COG v opěrné bázi překročena, řídicí systém zvolí k obnovení posturální stability strategii dynamickou, např. úkrok nebo chycení se pevné opory (Vařeka, 2002b).

Statické strategie využívají především hlezenní a kyčelní strategii. Když je osoba vystavena působení síly, která vyvolá krátkodobé horizontální výchylky v AP směru je k posturálnímu zajištění využívána především strategie hlezenní. Při výchylkách ve směru ML se jedná především (ale ne výhradně) o strategii kyčelní. Stranová stabilita stoje je podstatně lepší než stabilita předozadní – volnost pohybu dolních končetin a trupu je totiž podstatě více omezená, než ve směru předozadním. Velká volnost pohybu v sagitální rovině souvisí se skutečností, že v této rovině převážně probíhá přirozená lokomoce. Z důvodu omezené plochy chodidel je také účinnost svalových komponent hlezna (při kratší páce) výrazně menší než účinnost svalů kyčelního kloubu. Hlezenní mechanismus je tedy používán zejména v případě klidného stoje bez výraznějšího působení zevních sil. Při působení výraznějších změn je zapojen kyčelní mechanismus. Postura je také neustále

patříčně stabilizována činností celého posturálního systému (Vařeka, 2002b), kdy jde o aktivní (tedy svalové) držení segmentů proti působení zevních sil. Toto aktivní držení segmentů umožňuje dosáhnout vzpřímeného nastavení a lokomoce těla jako celku. Za fyziologické situace funguje svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly, především m. transversus abdominis. Všechny tyto svaly vytváří hluboký stabilizační systém páteře a měly by přitom fungovat v antagonisticko-agonistické synergii. Tato posturální stabilizace je součástí všech pohybů, i když se jedná např. pouze o pohyb horních či dolních končetin (Kolář et al., 2009; Lewit & Kolář, 2005).

Dle Bizovské et al. (2017) doplnil Winter (1995) tento přehled posturálních strategií o strategii krokovou, tedy dynamickou. Ta je využita v případě, když se COG dostane přes hranice opěrné báze a pro udržení posturální stability je nutno ji zvětšit, tedy provést krok. Všechny výše uvedené strategie jsou základními reakcemi pro řešení posturální kontroly (Horak, 1997).

Programy kontroly a řízení posturální stability využívají principů tzv. otevřených smyček (pohyby o velkém rozsahu a rychlosti, korigované až po jejich dokončení) a uzavřených smyček (rozsahově i rychlostně drobné pohyby, korigované během jejich průběhu díky senzorickým vstupům, feedback systém). Při anticipační strategii, např. při očekávání rušivého momentu ve formě nárazu do horní poloviny těla, je COG přesunuto ve směru, odkud má očekávaný náraz přijít (atituda). Tím se vytváří větší prostor pro následnou reakci. Pokud však statická reakce není pro posturální zvládnutí dané situace dostatečná a nelze ji ani zpětně získat pomocí strategie dynamické, tělo přechází na program preventivního řízeného pádu. K tomu patří kupříkladu pohyby horních končetin ve směru pádu, které mají za úkol zmírnit dopad a chránit hlavu a obličej. Podmínkou správného zvolení tohoto programu je dobrá pohybová koordinace a anticipace. Když je však u jedince z nějakého důvodu motorický, senzitivní či senzorický deficit, vedoucí k obavám před následky jakéholi pádu, jedinec často využívá dynamických mechanismů k udržení rovnováhy i v situacích, kdy je to z hlediska kvality a funkce pohybového aparátu nemožné. Dochází tak k neřízenému pádu s velkým rizikem závažných následků (Vařeka, 2002a).

2.1.7 Vývoj posturální stability

Jak již bylo řečeno, posturální stabilita je u dítěte i dospělého nosným prvkem k cílenému pohybu v gravitačním poli. Plný kontakt s gravitací v okamžiku porodu vyvolá v pohybové soustavě proces, kterému říkáme posturální ontogeneze. Tento proces je geneticky zakódován, ale je nutno ho zevní stimulací oslovovat. U novorozence jsou zakódovány posturální reakce globálního charakteru (např. Mooro reflex). Celkové posturální reakce se mění a postupně funkčně diferencují dle zrání CNS. Čím výše do vertikály se tělo dostává a čím menší je opěrná plocha, tím náročnější je tělo posturálně zajistit. Střídající se pozice těla, probíhající u každého zdravého člověka běžně a bez přestávky, vyžadují trvalé přizpůsobování posturální stability. Do CNS přichází při každé změně nastavení jednotlivých segmentů (na základě měnících se zevních podmínek) velké množství informací z proprioreceptorů a exteroceptorů. Za fyziologického stavu CNS dochází k jejich integraci, vyhodnocení a následné adekvátní motorické reakci. Tuto spolupráci nazýváme senzomotorickým systémem (Orth, 2009; Véle, 1995).

Posturální reakce na propioceptivní podněty jsou dobře vyvinuty již u kojenců. Vestibulární zakončení jsou také funkční již při narození, ale centrální vestibulární systém a jeho integrita pravděpodobně dozrává až mnohem později. Zrakový systém postupně dozrává v průběhu prvního roku života a první zrakové reakce na pohybující se okolí se objevují až okolo dvou let. Koordinovanou aktivitu pohybového aparátu a posturální stabilitu jako u zdravých dospělých lze zaznamenat až od čtyř let věku (Bizovská et al., 2017).

Během ontogenetického vývoje a s ním neoddelitelně souvisejícího vývoje posturálního se člověk učí vnímat vnitřní a vnější prostředí a adekvátně reagovat na jejich změny. V průběhu života se tyto reakce mění v závislosti na individuálních potřebách a prostředí, ve kterém se tento jedinec nachází. Ovlivněny mohou být také úrazy a nemocemi, s rostoucím věkem se totiž snižuje kapacita pro plasticitu a reparaci a snižují se možnosti pro kompenzační mechanismy. V pozdějším věku je také větší riziko přítomnosti přidružených chronických onemocnění, např. diabetes mellitus, artrotické změny, osteoporóza či Alzheimerova choroba. Důsledkem (ale zároveň i příčinou) těchto zmíněných onemocnění je omezení pohybové aktivity a snížení balanční i zrakové funkce (Bizovská et al., 2017; Konrad et al., 1999). Z těchto důvodů je důležité rovnovážné

schopnosti ve statickém i dynamickém zatížení vyšetřit, a to nejen v laboratorních podmínkách, ale i během běžných denních aktivit. Zde se často uplatňuje hodnocení pomocí akcelerometrů (Neumannová et al., 2015). Stejně tak tomu bylo v rámci výzkumu této diplomové práce.

Provedené studie (Kurz et al., 2013; Melzer et al., 2010) popisují vztah mezi statickou posturální stabilitou a rizikem pádu. I když kvalitní statická posturální kontrola automaticky neznamena méně pádů, je důležitým měřítkem pro stanovení míry rizika vzniku pádů. Cílem analytické studie Roman-Liu (2018) bylo porovnat hodnoty COP (jako ukazatele míry statické posturální kontroly) během klidového vzpřímeného stoje u dvou kontrolních skupin napříč věkovými kategoriemi (skupina 18–35 let a skupina nad 56 let) na základě dostupných systematických review a metaanalýz. Hodnocen byl rozsah výchylek COP AP a ML směrem, dále také rychlostní parametry těchto změn v AP a ML směru. Výsledky potvrdily, že rozsah výchylek COP a zejména jejich rychlost se s narůstajícím věkem zvyšuje. Pro rychlost výchylek v ML směru nebyl u kontrolní skupiny ve věku 18–35 let zaznamenán rozdíl mezi hodnocením posturální stability ve stoji s otevřenými očima (OO) a bez zrakové kontroly (ZO). Rozdíly rychlosti výchylek při hodnocení posturální stability s OO a ZO v AP směru byly u mladší skupiny významné ($p = 0,001$). U druhé kontrolní skupiny (starších 56 let) byl rozdíl mezi OO a ZO v rychlosti výchylek v AP směru ještě větší ($p < 0,001$; Roman-Liu, 2018).

2.1.8 Poruchy posturální stability

Jak již bylo zmíněno, úroveň posturální stability s přibývajícím věkem klesá. Souvisí s tím involuční změny nervového systému, snížená svalová síla a rychlost reakcí pohybového aparátu. Posturální stabilita je však základem pro přesnou jemnou motoriku i lokomoci, pro pohyby každodenního života. Důsledkem zhoršení posturální stability jsou v mnoha případech pády, kdy více než 30 % osob ve věku nad 65 let udává pád minimálně jednou za rok. Úrazy vzniklé v důsledku pádu jsou u populace starší 80 let častou příčinou mortality (povětšinou z důvodu komplikací na základě dlouhodobější imobilizace). Zatímco u ostatních věkových skupin je zrakový systém pro posturální stabilitu využit asi z 30%, v důsledku zhoršení propioceptivních vstupů je u starších osob naopak esenciální. Starší osoby přijímají pro posturální stabilitu tu strategii, při níž je dominantní kontrola udržena vestibulárním a zrakovým systémem. Avšak i tyto

systémy prochází změnami – vestibulární aparát podléhá degenerativním změnám vláskových buněk, cévních stěn, alteraci neurostransmitterů a snížení citlivosti semicirkulárních kanálků (Bizovská et al., 2017).

Kolář et al. (2009) zmiňuje v rámci posturální disharmonie poruchy anatomické, neurologické a funkční. Mezi anatomické řadí např. anteverzi kyčelních kloubů, dysplazii kosti křížové, poúrazové morfologické změny a jiné. Jako neurologické příčiny uvádí dysfunkce mozečkové, extrapyramidové, pyramidové, vestibulární, atd. Do poslední skupiny se řadí porucha posturálně stabilizačních funkcí, přičemž za hlavní příčiny se považuje centrální koordinační porucha během posturálního vývoje, psychický stav jedince, způsob stereotypizace pohybů a porucha kontroly a zpracování nocicepce.

Posturální nejistotu mohou zapříčinit jak funkční, tak strukturální příčiny. Můžeme je také dělit na vestibulární a nev vestibulární. Mezi nev vestibulární strukturální lze řadit hypertenzi, ortostatickou hypotenzi, arytmií, hypoglykémii, hyperventilační syndromy či lékově nebo zrakově navozené závratě (např. pokud se náhle změní zraková korekce, vizus, rozvoj dvojitého vidění, silná optokinetická stimulace). Posturální instabilita z vestibulárních příčin se dělí na centrální a periferní. Mezi periferní vestibulární syndrom řadíme benigní paroxysmální polohové vertigo, vestibulární neuronitidu a Meniérovu chorobu. Tyto syndromy jsou spojeny i s významnou vegetativní reakcí jako je nauzea a zvracení. Centrální vestibulární syndromy jsou naopak disharmonické. Jejich nejčastější příčinou je cévní postižení v oblasti vertebrobasilárního povodí (cévní mozková příhoda). Další příčinou může být vestibulární schwannom (benigní nádor postihující VIII. hlavový nerv). Podobu centrálního i periferního vestibulárního syndromu splňuje vestibulární migréna (Jeřábek, 2020).

Dále mezi poruchy způsobující posturální instabilitu můžeme řadit perzistující percepčně posturální závrat' a cervikogenní závrat'. Perzistující percepčně posturální závrat', dříve popisovaná jako fobické posturální vertigo, je funkční porucha rovnováhy s intenzivními pocity závratí ve stoji a při chůzi při normálních nálezech během klinického vyšetření. U části pacientů může navazovat na prodělané organické onemocnění vestibulárního aparátu nebo na onemocnění spojené s emočním stresem. Objevují se epizodické poruchy rovnováhy v trvání řádově sekund až minut nebo chvilkové iluze pohybu těla, často provázené pocitem úzkosti. Patofyziologie není plně objasněna. Oproti

tomu cervikogenní závrať je často nadužívanou a ne zcela dobře stanovenou diagnózou – rotační nebo polohově vázaná závrať nemůže být vyvolaná bloádou krční páteře, i když právě u pacientů s asymetrickou funkcí vestibulárního aparátu se často recidivující blokády krční páteře objevují z důvodu asymetrie vestibulo-spinálních reflexů. Cervikogenní (tzv. propioceptivní) závrať existuje, ale je vzácná a má spíše charakter nejistoty nebo nestability v prostoru, nežli rotační či polohově vázaný charakter (Jeřábek, 2000). Travellová a Simons (1999) však uvádí souvislost s reflexními změnami ve svalech a možným vertigem či rozmazaným viděním. Konkrétně se jedná o trigger pointy v m. sternocleidomastoideus, m. splenius capitis a m. splenius cervicis.

Rizikovým faktorem poruch posturální stability je i obezita. Některé studie zabývající se vztahem poměru celkové tělesné hmoty a/nebo BMI a posturální stability u dospělých (a to se zapojením i bez zapojení zrakové kontroly) ukázaly, že čím větší celková tělesná hmota nebo BMI, tím je větší poměr posturální instability (Greve, Bordini, & Camanho, 2007; Pastucha et al., 2013). Hue et al. (2007) prokázali zhoršení kvality i kvantity aference z oblasti planty u obézních osob. Druhým vysvětlením může také být fakt, že ve vzpřímeném postavení je lidské tělo přirovnáváno k obrácenému kyvadlu. U obézních lidí je však velká část tělesné hmoty soustředěna v oblasti abdomina a COM je posunuto ventrálně, což vyžaduje zapojení kyčelní strategie a zvyšuje se točivý moment sil v kotníku. Obezita má samozřejmě neblahý dopad i na funkci hlubokého stabilizačního systému, neboť při oslabení břišní stěny dochází k přetížení (zejména) povrchových vzpřimovačů trupu, je znevýhodněna funkce bránice (Pastucha et al., 2013).

2.1.9 Hodnocení posturální stability

Posturální stabilitu lze hodnotit klinickými i přístrojovými testy, ať už v laboratorních podmínkách nebo mimo ně. Vyšetřujeme spontánní i korigovaný stoj, dále stoj spatný a stoj spatný se zavřenýma očima (Rhombert II, III), modifikovaný stoj o zúžené bázi (tandemový stoj), případně lze stoj doplnit o otočení hlavy na obě strany, pro zjištění případných tonických úchylek. Dalším testem je stoj na jedné noze, dávající nám informace o úrovni rovnováhy i stabilizační funkci pánve. Posturální stabilitu můžeme samozřejmě hodnotit i v dynamické zátěži, např. v chůzi (Kolář et al., 2009).

Pro hodnocení posturální stability, respektive vlivu ideomotoriky na posturální stabilitu pro výzkum v rámci této diplomové práce byla použita akcelerometrie. Tato

objektivní metoda hodnocení spolu se silovými a posturálními plošinami vykazuje značnou validitu i senzitivu pro hodnocení posturální stability a jedná se tak o vhodnou metodu poskytující důležitá výstupní data pro klinickou praxi (Mancini & Horak, 2010). Často používané jsou také tzv. inerciální měřicí jednotky (IMU). Tyto jednotky obsahují přístroje pro měření zrychlení (akcelerometry) a přístroje zaznamenávající úhlovou rychlost (gyroskopy). Akcelerometry pracují na principu určení odchylek způsobených setrvačností hmotného tělesa, které je umístěno v senzoru při pohybu (Janura et al., 2012). Brabants, Richards, Deschamps, Janssen, Chohan a Connell (2018) uvádí, že hodnocení posturální stability pomocí IMU senzorů je založeno na měření posturálních výchylek. Výchyly jsou poté převáděny na výstupní elektrický signál a dále přepočteny na jednotky zrychlení. Jeden akcelerometr může měřit zrychlení pouze v jednom směru, avšak kombinací tří akcelerometrů s umístěním os kolmo na sebe je pak možné získat informaci o zrychlení v prostoru. Jedná se o neinvazivní metodu, jejíž výhodou je malá velikost, nízká hmotnost a cenová dostupnost senzorů, které jsou kompatibilní pro měření aktivit běžného denního života (Bizovská et al., 2017; Brabants et al., 2018). Zařízení obsahující inerciální jednotky mohou být dvojího typu – v závislosti na přítomnosti či nepřítomnosti interní paměti. Zařízení s interní pamětí nevyžadují přítomnost stacionární stanice, do které posílají a ukládají naměřená data, a jejich využití v terénu je tedy snazší. Nadruhou stranu při problémech se záznamem se tuto skutečnost testující dozví až při zpracování záznamu, jelikož snímání dat není možno kontrolovat v reálném čase. Zpracování dat je o to časově i softwarově náročnější. U zařízení s interní pamětí naopak problémy s přípravou dat odpadají, ale je nutné, aby zařízení bylo v průběhu měření na dosah stacionární stanice, což obvykle bývá 20–40 m. IMU senzory mohou být umístěny přímo na tělo. Nejčastěji se pro hodnocení stability užívá oblast spodní části zad, tedy projekce obratlů L3, L5 nebo S1 (Bizovská et al. 2017). Umístění těchto senzorů a jejich měření v oblasti spodní části zad se ukázalo být pro tyto výchylky senzitivnější než měření na silové plošině (Brabants et al. 2018). Druhou obvyklou oblastí pro umístění senzorů je dorsální část chodidel, konkrétně oblast metatarsů či bérce. Díky signálům z těchto míst je možno získat např. informace o jednotlivých fázích krokového cyklu. Primárním získaným výsledkem je tedy průběh zrychlení daného segmentu v čase a za pomoci softwarů poskytovaných některými výrobci (např. Physiology sensors nebo Gait

Up) je možné přímo zjistit i časoprostorové charakteristiky chůze. Se zařízením, které obsahuje kombinaci akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů lze poté provést plnohodnotnou kinematickou analýzu pohybu (Bizovská et al., 2017).

Další často používanou metodou hodnocení posturální stability je posturografie. Je to metoda sloužící k vyšetření stability a reaktivity, založená na měření reakčních sil a momentů těchto sil pomocí silové plošiny – jak ve statických, tak v dynamických situacích. Lze pro to využít např. tzv. Sensory Organization Test anebo test označovaný jako Limits of Stability. Na základě Sensory Organization Test se posuzují eventuální odchylky v oblasti vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému, stanovují se použité strategie (kotníková/kyčelní). Při testu Limits of Stability sledujeme reakční čas vyšetřovaného na zvukový signál, po jehož zaznění má za úkol co nejrychleji a nejpresněji dosáhnout vyznačeného bodu na obrazovce. Dále sledujeme bod maximálního vychýlení COG v požadovaném směru (tzv. limits stability) a směrovou kontrolu, která je výsledkem poměru pohybu směrem k cíli a pohybu opačného, tedy od cíle, za určený časový úsek (Pastucha et al., 2013).

Metodou, jež se rovněž využívá ke zhodnocení posturální stability a efektu představy pohybu na pohybový aparát jedince je povrchová elektromyografie (polyEMG). PolyEMG snímá akční potenciál generovaný v kosterních svalectech při jejich aktivitě (kontrakci či relaxaci). Zaznamenává elektrofyziologické odezvy většího množství aktivních motorických jednotek dané svalové skupiny, které jsou v blízkosti elektrody umístěné nad měřeným svalectem. Počet aktivních motorických jednotek je přímoúměrný narůstajícím požadavkům svalové kontrakce. Tímto mechanismem podává polyEMG obraz o neurálních mechanismech kontroly prováděného pohybu. Dále můžeme také pomocí polyEMG zjistit míru aktivace svalu, sekvenci zapojení svalů, jejich synergii či svalovou únavu. Výhodou této metody je neinvazivnost a možnost snímání aktivity více svalů (Krobot & Kolářová, 2011).

2.2 Ideomotorika

Ideomotorika neboli pohyb v představě je kognitivní proces. Jedná se o schopnost subjektu představit si jednoduchý či komplexní pohyb bez reálného provedení daného pohybu (Jeannerod, 1995; Mulder, 2007; Williams et al., 2012). Pohyb se tedy v představě uskuteční, ale nedojde k němu. Jde však spíše o absenci finálního výstupu

pohybu, než o absenci pohybu jako takového. Ideomotoriku lze popsat jako výsledek vědomého a úmyslného zpřístupnění představy plánovaného pohybu, která je při běžných aktivitách nevědomá, pracuje na subkortikální úrovni řízení (Jeannerod, 1995). Jeannerod (2006) předpokládá pohyb jako spektrum, na jehož jednom konci je zastoupena představa celé akce a druhý konec představuje vlastní provedení zamýšleného pohybu. Tato představa pohybu se podílí jak na plánování, vlastním vykonávání pohybu a při jeho vizualizaci, tak i na pouhém sledování pohybové aktivity vykonávané někým jiným či při sledování objektu, který je běžně s nějakou pohybovou činností spjat. Často je využívána pro nácvik nového pohybu či reedukaci pohybu již dříve známého. Využití má jak u klinických diagnóz, tak u sportovní populace (Jeannerod, 1995; Williams et al., 2012).

Je vhodné zde zmínit „Teorii motorické stimulace“. Podle této teorie je pohybový systém součástí rozsáhlé kognitivní sítě, která v sobě zahrnuje aktivity jako je představa pohybu, učení pomocí pozorování a snaha porozumět chování ostatních (Jeannerod, 2004). Odtud pochází předpoklad, že ideomotorika je procesem předcházejícím pohyb, a tedy existuje jistá hypotéza „funkční ekvivalence“, která tvrdí, že představa a provedení pohybu sdílí stejný systém jeho mentální reprezentace (tj. cíl, plán pohybu, zvolení motorické strategie), respektive záměr pohyb vykonat (Jeannerod, 1994; Jeannerod, 2006).

MacIntyre, Madan, Moran, Collet a Guillot (2018) popisují proces mentální představy jako obecně přijímaný proces kognitivní simulace, pomocí kterého lze získat percepční informace bez přítomnosti senzorických vstupů. Otázkou však zůstává možnost přesného měření těchto schopností. Ideomotorika nám poskytuje další vhledy do našich emocí, poznávání vlastního těla, inhibičních procesů a znázorňování pohybu. Zkoumání vlivu ideomotoriky na zmírnění dysfunkcí motorického systému a její využití pro obnovu těchto funkcí je stále větším a aktuálnějším tématem (MacIntyre et al., 2018).

Z počátku byla ideomotorika využívána především pro zvýšení výkonu ve sportu. První zmínka o představě a jejím využití je známa již ze začátku 20. století, kdy se tímto tématem zabýval William James. V devadesátých letech na základě nashromážděných dat vznikly dvě podpůrné metaanalýzy (Driskell, Copper, & Moran, 1994; Feltz & Landers, 1983). Právě toto období je nazýváno jako „dekáda mozku“ z důvodu pokračujících výzkumů o představě, zahrnující představy vizuální, prostorové a pohybové (Jeannerod,

1994) – byl tak zpochybněn názor, že mentální představa je jednotným pojetím. Ideomotorika je dle provedených studií cestou k vnímání, pohybu a poznání (MacIntyre, 2008).

2.2.1 Perspektivy pohybu v představě

Existují dva způsoby pohybu v představě, respektive dvě perspektivy:

- vnější (vizuální),
- vnitřní (kinestetická).

V prvním případě se jedná o představu pohybu z pohledu třetí osoby. Člověk si tedy představuje, že před sebou vidí sám sebe (nebo jinou osobu), jak daný pohyb provádí. Při kinestetické představě se jedná o mentální simulaci pohybu, kdy si jedinec představuje při provedení pohybu sám sebe ve vlastním těle, tedy z pohledu první osoby (Loison et al, 2012). Tento typ představy umožňuje vnímání pohybu pomocí proprioceptivních informací (Stins, Schneider, Koole, & Beek, 2015). Tyto dvě perspektivy se liší zapojením mozkových oblastí při představě pohybu. Při vizuální imaginaci se predominantně aktivovaly okcipitální oblasti a superiorní parietální lalok, přičemž kinestetická představa vedla k aktivaci struktur asociovaných s pohybem spolu s inferiorním parietálním lalokem (Guillot, Collet, Nguyen, Malouin, Richards, & Doyon, 2009).

Naopak ve studii Moreau, Clerc, Mansay-Dannay a Guerrien (2010) je zmiňováno, že mezi perspektivou (pohyb z pohledu první či třetí osoby) a možným způsobem provedení (vizuální či kinestetický) je rozdíl a neměly by být považovány za synonyma. Perspektivu popisují jako vjem pohybu vycházející buď zevnitř těla nebo zevně těla jedince, zatímco způsob provedení odkazuje na percepční zkušenost. Většinou je však spojována perspektiva první osoby s kinestetickým způsobem provedení a perspektiva třetí osoby s vizuálním způsobem provedení.

2.2.2 Neurofyzilogické aspekty ideomotoriky

Obě výše uvedené ideomotorické strategie mají za následek podobnou aktivaci mozkových oblastí jako při reálném volném pohybu, tedy v případě že jde o pohyb jedinci již dříve známý. Jedná se o suplementární motorickou oblast, primární motorický

kortex, premotorický kortex, prefrontální oblast, inferiorní frontální gyrus, superiorní temporální gyrus, primární a sekundární sensorický kortex, insulu, cerebellum a v neposlední řadě bazální ganglia (Loison et al., 2012). Studie MacIntyre et al. (2018) a Lotze a Cohen (2006) uvádí, že při představě pohybů prstů a ruky byla pomocí funkční magnetické resonance (fMRI) zjištěna aktivita suplementární motorické oblasti, premotorického kortexu, mozečku a také primárního motorického kortexu kontralaterálně ke straně představovaných pohybů. Studie za využití fMRI a transkraniální magnetické stimulace (TMS) demonstrovala tuto kontralaterální aktivitu primární motorické kůry jen při představě komplexních pohybů (koreluje s již dříve známým faktem, že primární motorický kortex se významně podílí na komplexních motorických výkonech) (Lotze & Cohen, 2006). Výzkum Chonga a Stinear (2017) pomocí TMS ukázal nárůst kortikospinální excitability na základě vzrůstu motoricky evokovaných potenciálů primárním motorickým kortexem. Tato aktivita se promítá k motoneuronům a interneuronům a byla dokázána vyšší excitabilita spinálních reflexů i proprioceptorů (Clark, Mahato, Nakazawa, Law, & Thomas, 2014; Cowley, Clark, & Ploutz-Snyder, 2008; Li, Kamper, Stevens, & Rymer, 2004; Clark et al. (2014) potvrzuje efekt ideomotoriky na svalový aparát, a tento fakt je podpořen pozitivním ovlivněním svalové síly. Metaanalytická studie Hardwicka, Casperse, Eickhoffa a Swinnena (2018) rovněž prokázala při ideomotorických představách i reálném pohybu aktivaci frontoparietálních, mozečkových a subkortikálních oblastí, avšak nestálou aktivaci primárního motorického kortexu. Studie Lafleur, Jackson, Malouin, Richards, Evanc a Doyon (2002) se za využití pozitronové emisní tomografie zabývala dynamickými změnami mozkové aktivity před a po specifické sekvenci pohybů levé dolní končetiny při srovnání reálného provedení a představy daných pohybů – mozková aktivita byla měřena během prvotního provádění těchto pohybů (časná fáze učení) a poté po jedné hodině tréninku. Při rané fázi učení pohybů byly bilaterálně pozorovány změny v oblasti zadní části premotorického kortexu a mozečku, spolu s aktivitou levého inferiorního parietálního laloku. Po hodinovém tréninku těchto pohybů však již tyto oblasti přílišnou aktivitu nevykazovaly, tudíž se naskytuje vysvětlení, že tyto oblasti jsou sice kritické pro výběr kognitivní strategie provedení pohybu, avšak pro výkon jako takový jsou více klíčové oblasti mediálního orbitofrontálního kortexu a striata (bilaterálně), levá rostrální porce předního cingulárního

kortexu a část inferiorní oblasti parietálního laloku. U těch byla pomocí PET naměřena značná aktivita během provádění dané sekvence pohybů dolní končetinou po hodinovém nácviku. Podobné dynamické změny jednotlivých oblastí mozku byly zaznamenány při fyzickém i imaginárním výkonu (Lafleur et al., 2002).

Míra aktivace a nábor mozkových center při pohybu v představě však záleží na ideomotorických schopnostech daného jedince. Při lepších ideomotorických schopnostech bude významnější aktivace mozkových oblastí podílejících se na motorice. Mezi jedinci tak mohou být značné rozdíly v míře jejich aktivace. Pro využití ideomotoriky v rehabilitaci či jiných (nejenom lékařských) oblastech je tedy nutné zjistit míru ideomotorických schopností jedince a jeho strategickou preferenci (Loison et al., 2012). Jedinci s vyšší úrovní ideomotorických schopností jsou tak schopni naučit se nové pohyby rychleji a s větší přesností než jedinci mající tuto schopnost zhoršenou či omezenou. Efekt ideomotoriky na zlepšení výkonu tedy záleží na míře schopnosti jedince vytvořit a využít své představy pohybu (Williams et al. 2012). Moreau et al. (2010) tvrdí, že ideomotorika vede ke zlepšení motorických úkonů – kombinace ideomotoriky a fyzického nácviku pohybu vede k lepším výsledkům než samotný fyzický nácvik pohybové aktivity, bez ohledu na perspektivu či způsob provedení představy. Schilder (1935) spolu s Decety et al. (1990) uvádí, že pro představu pohybu částí těla není nutno tuto končetinu umět fyzicky ovládat, dokonce končetina nemusí být ani „přítomna“. Pacienti s amputací končetiny anebo s její deafferentací po kompletní míšní lézi mohou představu pohybu s touto částí těla vykonávat a stimulovat tak senzomotorické oblasti mozku, které jsou za danou část zodpovědné i několik let po amputaci či úrazu. Schopnost představy tedy není závislá na schopnosti pohyb reálně vykonat, ale spíše na míře schopnosti aktivace centrálních mechanismů.

V neposlední řadě je třeba poznamenat, že nervová aktivace při ideomotorickém tréninku je doprovázena vědomou inhibicí pohybu. Za zmínku však taky stojí často neinhibované tzv. “quasi-movements”, někdy popisované jako dynamická složka ideomotoriky (MacIntyre et al., 2018).

2.2.3 Možnosti hodnocení ideomotorických schopností

Hodnocení úrovně ideomotorických schopností se nejčastěji provádí klinickou formou pomocí (samohodnotících) dotazníků či testů s možnou objektivizací výsledku (díky jedné správné odpovědi). Výhodou této formy testování je časová a finanční nenáročnost. Nevýhodou dotazníků je však subjektivita. Dalšími metodami hodnocení ideomotoriky mohou být metody objektivní pomocí elektromyografie (EMG), akcelerometrie, případně funkční magnetická resonance (fMRI), pozitronová emisní tomografie (PET) či počítačová tomografie (CT). Tyto metody odkrývají neuronové korelace při skutečném pohybu a při jeho pouhé představě. Další možností může být hodnocení posturální stability na posturální plošině (Guillot & Collet, 2005; Lotze & Cohen, 2006).

Obecně otázka ideomotoriky v posledních desítkách let pro neurovědecké obory nabývá na významu. Možnost využití metod jako je PET, fMRI, MEG (magnetoencefalografie) a EEG (elektroencefalografie) velmi usnadnilo teoretické a koncepční porozumění spolu s možnostmi využití ideomotorických schopností. Proces mentální představy je obecně chápán jako proces kognitivní simulace, pomocí kterého lze navnímat percepční informace bez přítomnosti senzorických vstupů (MacIntyre et al., 2019).

Pro výzkum v rámci této diplomové práce byly pro hodnocení vlivu představy pohybu na posturální stabilitu použity dotazníky Movement Imagery Questionnaire Revised (MIQ-R) a Movement Imagery Questionnaire Revised Second (MIQ-RS) a dále již zmíněná metoda akcelerometrie. Jedná se o metodu poskytující objektivní zhodnocení prostřednictvím klinicky významných změn rovnováhy, respektive posturálních výchylek. Děje se tak na základě využití dat úhlové rychlosti ze segmentu, kde je akcelerometr umístěn.

Co se klinických testů týče, lze pro hodnocení ideomotoriky využít tzv. time-dependent motor imagery (TDMI) screeningový test, temporal congruence test a walking trajectory imagery test (Oostra, Vereecke, Jones, Vanderstraeten, & Vingerhoets, 2012). Další možností je také Movement Imagery Specific Test (MIST) a Mental Rotation Test (MRT).

2.2.3.1 Movement Imagery Questionnaire a jeho verze

Pro zhodnocení ideomotorických schopností byl v roce 1983 Hallem a Pongracem vytvořen Movement Imagery Questionnaire (MIQ), tedy dotazník ideomotorických schopností, kdy testovaní jedinci sami číselně hodnotili své pocity při provádění 18 pohybových úkonů (fyzicky a následně v představě). V roce 1997 byl původní dotazník upraven Hallem a Martinem a vznikla další verze MIQ-R. Ta byla obohacena o fyzicky náročné aktivity, jako je kupříkladu výskok, což vedlo ke skutečnosti, že ji u jedinců s motorickým deficitem nebylo možné využít. Proto byla vytvořena další verze MIQ-RS, kde se náročné aktivity již nevyskytují a kde se (narozdíl od předchozí verze) neklade důraz na laterální jedince, tudíž umožňuje například pacientům s hemiplegií použít zdravou končetinu a úkol tak fyzicky (a následně mentálně) provést. Jak MIQ-R, tak i MIQ-RS pracují s kinestetickým a vizuálním způsobem provedení pohybu v představě. Poslední verze, tedy MIQ-RS, se často používá pro zhodnocení schopnosti pohybu v představě u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) a ke stanovení významu zařazení takového tréninku do rehabilitačního plánu (Loison et al., 2012).

MIQ-RS dotazník (Příloha 5) se skládá ze 14 úkolů a jejich provedení ze dvou různých perspektiv pohybu v představě (pomocí vizuální a kinestetické perspektivy). Sedm úkolů je vztaženo k vizuální perspektivě, těchto stejných sedm pohybů je provedeno i z pohledu představy kinestetické. Mezi úkoly jsou zahrnuty pohyby horními i dolními končetinami, komplexní pohyby těla jako celku i běžné denní činnosti. Vyšetřující vždy daný úkol nahlas přečte a testovaný jedinec poté pohyb reálně provede. Dále je testovaný jedinec vyzván k představě tohoto pohybu pomocí jedné z možných perspektiv, pořadí úkolů a perspektiv je přesně dané. Po provedení každého úkolu je testovaný vyzván ke zhodnocení obtížnosti jeho provedení na škále vizuální/kinestetické představivosti s hodnotami 7 (velmi jednoduché vidět/vnímat) až 1 (velmi těžké vidět/vnímat) (Loison et al., 2012).

MIQ-R dotazník (Příloha 3), předchůdce MIQ-RS, se skládá pouze z osmi úkolů, přičemž způsob provedení i hodnocení je shodný s charakteristikou uvedenou výše. Nízký počet úkolů mělo za cíl snížení testovacího času a možnost většího množství

otestovaných. Krom pohybů horních i dolních končetin a těla jako celku je jeho součástí oproti druhé revidované verzi i fyzicky náročný výskok (Loison et al., 2012).

Různé verze MIQ se ve způsobu provedení a hodnocení shodují, liší se pouze množstvím a výběrem pohybových úkolů. Společnou však mají skutečnost, že před každou mentální představou pohybu nejprve reálný pohyb proběhne. Reálné provedení pohybu před jeho představou ujasní a přesně stanoví to, co se po testovaném jedinci žádá. Navíc se tímto způsobem odstraní riziko zhoršené představivosti pohybu z důvodu dlouhé časové prodlevy od posledního provedení takovéto aktivity a podmínky tak budou pro všechny účastníky vyrovnanější (Williams et al., 2012). Další výhodou MIQ a jeho dalších verzí je stejná výchozí pozice při reálném provedení pohybu i při jeho představě. Tato skutečnost zvyšuje funkční provázanost mezi představou a provedením pohybu a zahrnuje tak fyzickou složku PETTLEP (Physical, Enviroment, Task, Timing, Learning, Emotion, Perspective) modelu, který bude v textu vysvětlen později (Loison et al., 2012).

Nevýhoda všech samohodnotících dotazníků (MIQ, MIQ-R, MIQ-RS) je fakt, že se vyšetřující zcela spoléhá na schopnost objektivitu a sebereflexe testovaných. Ve studii Moreau et al. (2010) se autoři zabývali porovnáváním výpovědního hodnocení stupně ideomotorických schopností pomocí samohodnotícího dotazníku a dále na základě výkonnostně založených testů – kontrétně hodnotili relevantnost dotazníku MIQ-R, spolu s Movement Imagery Specific Test (MIST) a Mental Rotation Test (MRT) u profesionálních a amatérských judistů, šermířů a zápasníků, kdy při těchto sportech je kladen na prožití pohybu velký důraz. MRT testovaní jedinci prováděli jako první z výše popsaných. Výsledkem studie bylo v první řadě zjištění nepřítomnosti vzájemné souvislosti mezi získanými výsledky samohodnotícího dotazníku ideomotorických schopností MIQ-R a výkonnostně založeného testu s možnostmi objektivního zhodnocení MRT, což pouze potvrzuje stále více rožširující se názor, že ideomotorické schopnosti a prostorová představivost spolu nesouvisejí. Nebyla zjištěna korelace ani mezi výsledky MIQ-R a MIST, i když oba dva testy jsou založeny na principu popsání situace či pohybového úkonu a jeho mentálním vykonání. Tím, že je MIST vždy specifický pro daný sport a je zde možnost výsledky objektivizovat, jeví se při hodnocení ideomotorických funkcí u sportovců jako smysluplnější. V neposlední řadě byla však zjištěna značná korelace mezi MIST a MRT, což naznačuje podobný princip smýšlení při

těchto ideomotorických aktivitách. Profesionální sportovci v tomto ohledu dosáhli mnohem lepších výsledků, což potvrzuje domněnku o vlivu ideomotorických schopností na schopnosti motorické a na výkonnost. Ve výsledcích MIST i MRT byly také velké rozdíly mezi dosaženými výsledky profesionálních sportovců a mezi amatéry ve prospěch profesionálů, což bylo vzhledem k jejich každodenním tréninkům očekávané. U MIQ-R takový rozdíl zjištěn nebyl, což zřejmě bylo způsobeno lepším vnímáním vlastních výkonů, kdy si profesionální sportovci byli schopni lépe uvědomit, co pro nich jednotlivé pocity a úrovně na škále 1–7 znamenají, tudíž byli schopni být objektivnější než příležitostní sportovci, kteří svůj výkon a pocity mohli nadhodnocovat. Pro zvýšení výpovědní hodnoty dotazníků typu MIQ-R by se jevilo jako vhodné současné využití tzn. self-esteem testů, které by přinesly vzhled do způsobilosti respondentů správně ohodnotit své schopnosti (Moreau et al., 2010).

Další možností pro hodnocení schopnosti představy pohybu je tzv. Vividness of Movement Imagery Questionnaire (VMIQ). Skládá se z 24 úkolů, které souvisí s běžnými denními činnostmi, ne s konkrétními motorickými schopnostmi. Jedná se o škálu od základních pohybů těla po pohyby vyžadující preciznost a posturální kontrolu v náročných, labilních situacích. Jedná se např. o běh, ohnutí se pro minci, házení, chytání, kopání, lezení po stěně, skok do vody a jiné. Imaginaci pohybu testovaný provádí jak z hlediska první, tak třetí osoby (Isaac, Marks, & Russell, 1986). Nevýhodou tohoto testu oproti MIQ-R a MIQ-RS je skutečnost, že se dané pohyby před jejich představou neprovádí. V rámci VMIQ je jednou z požadovaných představ např. kopnutí do míče. Avšak tato instrukce umožňuje různé interindividuální interpretace - někdo si může představit kopnutí do míče na zemi, někdo ze vzduchu, někdo v představě provede počátek kopu do míče stojícího na zemi, další jedinec bude míč vykopávat již při pohybu. Tato variabilita provedení dokáže značně ovlivnit výsledky testů (Loison et al., 2012).

2.2.4 PETTLEP model ideomotorického tréninku

Při vyzdvihování silných stránek MIQ a jeho verzí byl zmíněn tzv. PETTLEP model. Podle popisu Wakefield a Smitha (2012) se jedná o model, který poskytuje základní rámec nastavení podmínek pro nácvik ideomotorických funkcí, zejména pro sportovce. Byl vyvinut Holmesem a Collinsem v roce 2001 na základě poznatků z sportovní psychologie, kognitivní psychologie a neurologie. Skládá se ze sedmi

komponent. První je složka fyzická (Physical), která doporučuje provádět představu pohybu v co nejvíce podobných podmínkách jako se běžně odehrává pohyb fyzický – to znamená stejná výchozí pozice, případně využití pomůcky typické pro daný pohyb či snaha o vyvolání pocitů specifických při provádění dané činnosti (ať už se jedná o tlukot srdce či pocit lapání po dechu).

Další složkou je prostředí (Environment), tedy místo kde k představě dochází. Opět by se mělo co nejvíce přiblížit reálné situaci, mohou se využít i fotografie, videa, hudba, případně (pokud je možnost) být přímo na místě, kde se pohybová aktivita odehrává. Následnou třetí částí je úkol (Task). Náplň úkolu by měla být závislá na míře schopnosti daný pohyb provést. Např. profesionální tenista se může při představě podání zaměřovat na rotaci pánve, zatímco nováček by se při představě podání zaměřil na pohled na raketu nad hlavou. Další komponentou PETTLEP modelu je načasování (Timing), vztahující se k tempu v jakém je pohyb v představě prováděn. Učení (Learning) je další důležitou součástí. Bere v potaz úroveň trénovaných pohybových schopností. Podle tohoto doporučení by měl být obsah ideomotorického tréninku upravován (a ztěžován) podle zlepšujících se schopností a psychického nastavení probanda (úroveň sebevědomí, motivace).

Emoční komponenta (Emotion) se vztahuje ke skutečnosti, že sport je kompetitivní záležitostí a tudíž emoce jsou jeho nedílnou součástí. Aby se představa pohybu co nejvíce přiblížila reálnému prožitku, měli bychom se při ideomotorickém tréninku snažit i o vyvolání (simulaci) emocí při daném pohybu či sportu prožívaných. Tato skutečnost byla podpořena studií Wilsona, Smitha, Burdena a Holmese (2010), kde ideomotorický trénink (včetně emočního nastavení) stanovený na míru konkrétnímu člověku vedl ke zvýšené svalové aktivitě a k subjektivně lepší a snažší představě dané pohybu, než u nespecificky nastavených tréninků. V neposlední řadě je důležitá perspektiva (Perspective) pohybu v představě testovaného. Dle tohoto modelu je dělena na vnitřní (očima testovaného) a vnější (vidí sám sebe jako by sledoval televizi). Zvolení perspektivy tréninku je pro jeho úspěšnost naprosto zásadní, mělo by záležet na každém jedinci a jeho preferenci (Wakefield & Smith, 2012).

Wakefield a Smith (2012) uvádějí také studie, kde se ideomotorika prokázala stejně efektivní jako fyzické cvičení. Autoři zmiňují např. bicepsový zdvih, kdy při

porovnání fyzického provedení tohoto cviku s ideomotorickým nácvikem dle PETTTLEP modelu porovnávala síla zdvihu. Na základě výsledků byl nalezen nevýznamný rozdíl mezi zlepšením dvou skupin – u skupiny využívající PETTTLEP model se zvednutá hmotnost zvýšila o 23,29 %, zatímco skupina s fyzickým tréninkem dosáhla zlepšení o 25,26 %. PETTTLEP model ideomotorického tréninku se tedy jeví jako alternativa fyzického tréninku v situacích, kdy fyzická aktivita není možná – ať už z důvodu nemoci, úrazu či motorického deficitu. Při otázce frekvence a kvantity takového tréninku se jako optimální jevil trénink 3x týdně.

2.2.5 Možnosti využití ideomotoriky v rehabilitaci

Dle Světové zdravotnické organizace (WHO) je léčebná rehabilitace definována jako soubor (diagnostických a terapeutických) rehabilitačních a organizačních intervencí směřujících k maximální možné funkční zdatnosti jedince. V některých případech může být možnost fyzického provedení daných cviků limitována (např. bolestí, oslabením, imobilizací, neurologickými příčinami, atd.) a vzniká tak prostor pro využití jiných terapeutických přístupů. Jedním z nich, vedoucím ke zlepšení motorického výkonu, může být právě imaginace pohybu (Ruffino et al., 2017). Jak již bylo zmíněno, při představě pohybu totiž dochází k aktivaci podobných mozkových oblastí jako při reálném volním pohybu, v případě že jde o pohyb jedinci již dříve známý (Loison et al., 2012). Ideomotoriku lze tedy použít pro znovuzískání ztracených či uchování stávajících funkcí, udržení správného tělesného schématu a pro zlepšení proprioceptivního vnímání.

Studie Oostra, Vereecke, Jones, Vanderstraeten, & Vingerhoets (2012) zkoumala schopnost představy pohybu u lidí s traumatickým poškozením mozku. Výsledky MIQ-RS odhalily horší vybavitelnost těchto představ. Při TDMI screeningovém testu probandi po traumatickém poškození mozku provedli v představě podstatně méně kroků oproti kontrolní zdravé skupině. Tzv. Temporal congruence test ukázal u obou skupin významnou shodu délky trvání kroků v představě i při reálné chůzi. Při provedení tzv. Walking trajectory test doba trvání, za kterou měl jedinec v představě ujít předem ukázanou vzdálenost neodpovídala době reálné chůze, byla významně delší. Při Hand mental rotation testu pacientům s mozkovým poškozením trvala představa déle oproti kontrolní skupině. Celkové výsledky studie však ukázaly stále relativně zachované

ideomotorické schopnosti u pacientů s traumatickým poškozením mozku, což indikuje skutečnost, že ideomotorika může mít v jejich rehabilitaci a na následnou funkční rekonvalescenci velký vliv. Systematická review Zimmermann-Schlatter, Schuster, Puhan, Siekirk a Steuer (2008) potvrdila, že prozatím dostupná data nasvědčují dobrému vlivu ideomotorického tréninku jako doplňkové terapie (spolu s fyzioterapií) u pacientů po CMP. Kim a Lee (2015) u těchto pacientů popisují značné zlepšení výkonnosti (co se rozsahu, preciznosti a svalové síly týče) horní končetiny v rámci běžných denních činností na základě čtyřtýdenního tréninku, probíhajícího 3x týdně po dobu 30 minut (z toho 20 minut ideomotorický trénink, 10 minut fyzický trénink). K hodnocení stavu paretické horní končetiny byly použity Fugl-Meyerovo hodnocení pro horní končetinu a Wolfův motorický funkční test. V rámci studie Celnik, Webster, Glasser a Cohen (2008) u pacientů po traumatickém poškození mozku potvrdili efekt imaginace pohybu (po sledování těchto úkonů na videu) na reálné provedení běžných denních činností. Baeck et al. (2012) odhaluje roli kortikálních oblastí při generaci a udržení mentálního obrazu pohybové aktivity před a po výkonu této aktivity, spolu s aktivitou subkortikálních oblastí přetrvávajících po výkonu, značících neuroplastické změny v souvislosti s motorickým učením. Neuroplasticita je schopnost, na základě které může ideomotorika (spolu s motorikou) pomáhat dosažení lepší funkční kvality pohybu, tedy schopnost adaptace nervové soustavy jako souboru funkční kvality pohybu, tedy schopnost adaptace nervové soustavy jako souboru funkčních, strukturálních a biochemických změn, zajišťujících její efektivitu (Rakús, 2009). Nervová soustava reaguje na působení okolního prostředí, na životní styl jedince, na jeho motorické projevy. Homunkulus klavíristy bude vypadat jinak než u fotbalisty. Jak tvrdí Gál, Hoskovcová a Jech (2015), v rehabilitaci je naším cílem posílit již existující nervová spojení anebo podpořit tvorbu spojení nových (unamasking, sprouting).

Nadruhou stranu výsledky studie Ietswaart et al. (2011) žádný vliv pouze ideomotorického tréninku (bez dalších rehabilitačních vstupů) u subakutních pacientů po CMP neukázaly. Giesemann, Glaser, Liepert a Dettmers (2012) se také zabývali ideomotorikou u pacientů po CMP, konkrétně zjišťovali jejich subjektivní vnímání schopnosti pohybu v představě. Většina z nich ideomotorický trénink hodnotila jako

dobrý či velmi dobrý a 9 z 15 pacientů uvedlo subjektivní zlepšení pohybů v představě, avšak VMIQ žádné signifikantní zlepšení neprokázal.

Jako příklad fyzioterapeutického konceptu využívající představu lze uvést Senzomotorickou stimulaci. V metodice je kladen důraz na facilitaci pohybu z chodidla – aference se zvyšuje přes kožní exteroceptory a proprioreceptory ze svalů, kloubů a jejich okolí. Opora nohy se odehrává na základě tříbodové opory – hlavička prvního a pátého metatarsu spolu se středem paty (Kolář et al., 2009). Pro nácvik malé nohy (a aktivaci hlubokých svalů nohy) v sedě a postupně její aplikace do vyšších a posturálně náročných poloh, je vhodné začít právě představou „zakořenění“, respektive přitisknutí těchto tří bodů do podložky. Dalším příkladem konceptu využívající představu pohybu jsou Bazální posturální programy (Čápková, 2016). Pacient zde záměrně dlouho a opakovaně zaujímá atitudu, terapeut ji upravuje a udává slovní či manuální pokyny jaký pohyb, případně jakou pozici si má pacient představit, že by chtěl z nastavené atitudy docílit. Čápková (2016) tedy pracuje v atitudě, neboť tvrdí, že při správně nastavené atitudě bude i navazující pohyb a konečná postura fyziologická, a tedy právě toto výchozí posturální nastavení je pro CNS a pro pohybové stereotypy nejdůležitější.

2.3 Chůze

Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka. Má zásadní význam pro jeho kvalitu života (Véle, 2006). Vyznačuje se velkým množstvím společných rysů, které jsou pro různorodé skupiny osob podobné, avšak současně je pro každého jedince charakteristická, vybudovaná v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech (Kolář et al. 2009). Má individuálními znaky, ovlivněné zdravotním stavem, psychikou, vnějšími podmínkami a v neposlední řadě také biomechanickými faktory lidského těla. Narozdíl od běhu je při chůzi vždy minimálně jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Chůze by se dala definovat jako „řízený pád“, při kterém tělo padá vpřed ze stabilní pozice zajištěné stojnou dolní končetinou na druhoustrannou dolní končetinu (Neumannová et al., 2015).

I když existují různé, někdy výrazně odlišné způsoby provedení chůze, musí být v každé z těchto variant splněny základní požadavky, které se vztahují k řídicímu a pohybovému systému člověka: rovnováha a pohyb (schopnost zahájit a udržet krokový

mechanismus) (Neumannová et al, 2015). Kolář et al. (2009) u poruch chůze z neurologického pohledu zmiňuje chůzi spastickou, chabou chůzi při poškození spinálního motorického okruhu, ataktickou (tabickou či cereberální), parkinsonskou, hyperkinetickou, vestibulární, kolébavou (kachní), hysterickou funkční a v neposlední řadě chůzi antalgickou. Každá z nich má své specifické projevy a charakteristiky plynoucí z daného postižení.

2.3.1 Chůzový cyklus

Chůze je pohybová činnost cyklického charakteru a skládá se ze základních opakujících se částí. Základní jednotkou této formy lokomoce je chůzový (krokový) cyklus, který je zahájen kontaktem dané části (zpravidla paty) jednoho chodidla s podložkou a končí dalším kontaktem této dané části stejného chodidla. Dvě hlavní fáze, na které je chůzový cyklus rozdělen jsou fáze švihová a fáze stojná, přičemž jejich poměr je přibližně 40:60. Dvakrát v průběhu krokového cyklu dochází k fázi dvojí opory, každá z nich trvá přibližně 10 % celkové doby cyklu. Stojnou fázi dále dělíme na: počáteční kontakt, postupné zatěžování, mezistoj, konečný stoj a předšvih. Švihovou fázi poté na: počáteční švih, mezišvih a konečný švih (Kolář et al., 2009; Neumannová et al. 2015; Perry, 1992). Počáteční kontakt se někdy (např. názvosloví dle Vaughana, 1992) nazývá jako „heel strike“ neboli úder paty, ale je třeba myslet na to, že pro mnoho lidí nemusí být počáteční kontakt uskutečněn právě patou.

2.3.2 Chůze a ideomotorika

Již několikrát byl zmíněn fakt, že ideomotorika dokáže pozitivně ovlivnit motorické funkce. Je tedy využívána v rehabilitaci pro obnovu či zlepšení ztracených motorických funkcí. Efekt byl prokázán i na zlepšení schopnosti chůze u neurologických pacientů. Domácí autoterapie chůze v podobě ideomotoriky ukázala vliv na rychlost chůze, délku kroku, kadenci a čas jedné a dvojí opory u chronických pacientů po CMP. U subakutních pacientů má fyzioterapie v kombinaci s ideomotorickým tréninkem větší efekt než fyzioterapie samotná (Dunsky et al., 2008; Kolářová et al., 2016). Imaginace pohybu (chůze) založená na sledování videozáznamu spolu s pravidelnou cílenou fyzioterapií se ukázala u pacientů po CMP a u pacientů s Parkinsonovou nemocí přínosnější než pouhý nácvik chůze. (Kolářová et al., 2016).

Bakker et al. (2008) porovnával představu dorzální flexe v hlezenním kloubu a při představě chůze na základě hodnocení akčních potenciálů svalové aktivity m. tibialis anterior v sedě. Ukázalo se, že aktivita m. tibialis anterior se při představě dorzální flexe zvýšila. Při představě chůze se tak stalo pouze u malé skupiny měřených jedinců (5 ze 16), a to jen u těch, kteří vykazovali zvýšenou motorickou aktivitu u předešlé představy dorsiflexe. Na základě tohoto zjištění lze vyvodit, že supraspinální kontrola během představy chůze je vzhledem k představě posturálně nenáročných situací určitým způsobem utlumena. Může to být vysvětlováno na základě neurální kontroly chůze nervovými autonomními strukturami, tzv. Central Pattern Generators (CPG).

CPG jsou nervové sítě a spoje (neuronální shluky), které jsou schopny generovat rytmické pohybové vzory. Tyto neurální sítě jsou umístěny převážně v míše a mozkovém kmeni a jejich aktivita je řízena ze supraspinálních center (Hadders-Algra, 2000). Zajímavostí však je, že samotnou rytmickou aktivitu je možno spustit bez aktivity těchto vyšších center – produkovanou aktivitu lze ovlivnit jak proprioceptory, tak i stimulací daného míšního segmentu. Mezi motorické projevy, které jsou důsledkem CPG můžeme zařadit například sání, dýchání, polykání, žvýkání a právě i komplexní motorický vzor jako je chůze. CPG pro polykání a sání se vyskytuje ve stejných medullárních oddílech jako CPG pro dýchání, avšak CPG pro lokomoci se nalezá ve spinální oblasti. Brownův (1911) experiment prokázal aktivitu CPG při lokomoci již na počátku 20. století, kdy zjistil, že kočky s transversální míšní lézí stále mohou vykazovat rytmickou aktivitu na flexorech a extenzorech hlezna. Tento model lokomoce byl overěn i u řady dalších zvířat a z toho důvodu je velmi nepravděpodobné, aby se CPG pro lokomoci nevyskytovaly i u primátů a u lidí (Hadders-Algra, 2000; Janoušek, 2019). Možnosti aktivace CPG aferentními vstupy potvrdil Herkema et al. (1997) na základě vyvolané aktivity distálních svalů dolních končetin. Přestože chůze není primárně reflexního původu, je pro ni aferentní signalizace z proprioceptorů velmi důležitá. Mícha je tedy schopna odpovídat na specifické senzorické podněty a vytvořit tak stereotyp chůze i v případě, že je supraspinální řízení částečně omezeno (Králíček, 2011). Lokomoci, a tedy i chůzi, řadíme mezi činnosti, které nevyžadují vědomou kontrolu a probíhají i bez účasti mozkové kůry – stereotyp chůze je tak výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neurální aktivity, jedná se o centrální motorický program (Neumannová et al., 2015).

Představa pohybu dolních končetin, včetně chůze, závisí převážně na aktivitě suplementární motorické oblasti, cerebella a parietálních oblastí. Aktivace těchto oblastí je potřebná především pro plánování pohybu a jeho přizpůsobení měnícím se zevním podmínkám, než pro automatický proces vykonání stereotypní lokomoce jako takové (Hetu et al., 2013). Senzorické informace z periferie během stojné fáze krokového cyklu (při 70 % odlehčení) evokují aktivitu především distálních svalů dolní končetiny (zejména m. gastrocnemius medialis a m. soleus). EMG aktivita distálních svalů dolních končetin během chůze je tedy do velké míry závislá na aferenci z periferie a tento proprioceptivní feedback indukuje na lokomoci závislé reflexní odpovědi, které se poté významně podílí na svalové aktivitě během reálné chůze. Tudíž je nutné se zamyslet nad tím, že kdybychom představu chůze prováděli v sedě, zřejmě nedojde k dostatečné facilitaci potřebné pro vyvolání svalové aktivity těchto svalů. Navíc při představě chůze v pozici, kdy je reálná chůze nemožná, lze hovořit o možné převládající inhibici nad facilitací svalové aktivity, proto při představě chůze v sedě bylo zjištěno snížení EMG aktivity distálních svalů dolních končetin (Kolářová et al., 2016). Brouwer a Ashby (1991) zkoumali svalovou aktivitu m. biceps femoris a m. rectus femoris, přičemž jejich aktivace byla zjištěna pouze při představě ve vzpřímeném stoji, v jiných pozicích nikoli. Obecně tyto inhibiční procesy mají svůj původ v kortexu, mozkovém kmeni nebo na úrovni míchy (Jeannerod, 2006). Předpokládaná oblast inhibičních procesů vedoucích ke snížení EMG aktivity při představě chůze v sedě je oblast spinální úrovně řízení, vzhledem k podstatně rozdílným aferentním informacím (taktilním, proprioceptivním a vizuálním) ze sedu a ze stoje, případně chůze (Kolářová et al., 2016). Tento předpoklad souhlasí s PETTLEP modelem ideomotoriky, respektive s tvrzením, že i pro ideomotoriku je vhodné mít co nejpodobnější podmínky, jako při reálném pohybu (Wakefield & Smith, 2012).

3 Cíle a výzkumné otázky

3.1 Cíle práce

Hlavním cílem diplomové práce bylo určit vliv ideomotoriky chůze na posturální stabilitu.

3.1.1 Dílčí cíle

1. Porovnat vliv různě náročných způsobů představy chůze na posturální stabilitu.
2. Porovnat, zda má reálné provedení chůze vliv na posturální stabilitu při její následné představě.
3. Porovnat, zda má umístění akcelerometrů vliv na hodnocení posturální stability při představě chůze.

3.2 Výzkumné otázky

Pro diplomovou práci byly formulovány 3 výzkumné otázky:

V₁: Mají různě náročné způsoby představy chůze vliv na posturální stabilitu?

V₂: Má reálné provedení chůze vliv na posturální stabilitu při její následné představě?

V₃: Má umístění akcelerometrů vliv na hodnocení posturální stability při představě chůze?

4 Metodika výzkumu

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do experimentálního souboru bylo metodou záměrného výběru vybráno 25 osob. Jednalo se o jedince ve věku $56,5 \text{ let} \pm 5,6 \text{ let}$, o výšce $173,1 \pm 8,81 \text{ cm}$ a hmotnosti $76,0 \pm 11,91 \text{ kg}$. Základním kritériem pro výběr výzkumného souboru byl věk probandů 50–65 let a dobrá úroveň představy pohybu, která byla hodnocena dotazníky MIQ-R (Příloha 3) a MIQ-RS (Příloha 5). Jedinci museli dosáhnout průměrné hodnoty skóre z obou dotazníků 4 a více. Dalšími kritérii byla absence vrozených či získaných vad pohybového aparátu a absence neurologických, psychologických, interních či jiných patologických stavů, které by narušily představu a provedení chůze. Dalším požadavkem byla minimálně týdenní absence bolesti v době měření a minimálně rok od jakéhokoliv operačního zákroku. Nejprve byli všichni zúčastnění jedinci seznámeni s průběhem a cílem výzkumu a následně podepsali informovaný souhlas (Příloha 1).

4.2 Experimentální měření

Experimentální měření se uskutečnilo v průběhu července a srpna roku 2020 na Fakultě zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Metoda výzkumu a informovaný souhlas (Příloha 1) byly schváleny Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci dne 9. 1. 2020 pod jednacím číslem 7/2020 pro projekt “Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu”.

4.2.1 Příprava měření

K určení posturálních výchylek byly použity bezdrátové akcelerometry Delsys Trigno (Natick, MA, USA). Senzory byly upevněny pomocí hypoalergenní pásky na povrch těla v místě vypalповaných bodů – unilaterálně na střed sacra, bilaterálně 1 cm nad laterální kondyly femuru a bilaterálně 1 cm nad laterální malleoly.

4.2.2 Průběh měření

Pro naplnění cílů diplomové práce byla data z akcelerometrů využita pro analýzu posturálních výchylek během níže uvedených experimentálních situací. Pořadí testování chůze či chůze po čáře bylo randomizováno. Měření bylo pro každého probanda

jednorázové. Výchozí pozicí byl vždy klidový napřímený stoj s chodidly na šířku pánve a horními končetinami volně spouštěnými podél těla s otevřenými očima.

Experimentální situace A (představa chůze):

1A) Nejprve byly měřeny posturální výchylky v klidu před chůzí (klidCH), které sloužily jako referenční hodnoty. Klidová situace byla měřena bez jakékoli ideomotorické představy. Proband stál ve vzpřímeném stoji, otočen k bílé zdi s otevřenými očima a měl za úkol si v duchu zpívat předem zvolenou konkrétní melodii (Hodně štěstí zdraví) za účelem minimalizace rozptylujících myšlenkových pochodů. Celková doba tohoto měření byla 30 s.

2A) Další situací byla první představa chůze (PCHpřed). Jedinec opět stál ve vzpřímeném stoji, čelem k bílé zdi s otevřenými očima. Ve stoji si představoval, jak se prochází po místnosti, která mu byla předem ukázána a mohl si tak prohlédnout prostor pro následnou chůzi. Chůzi si představoval svým přirozeným tempem až do doby, než dostal pokyn k ukončení představy. Celková doba trvání PCHpřed byla 30 s. Poté proband zhodnotil kvalitu této představy dle škály 1 až 5, přičemž 1 značila velmi obtížnou představu pohybu, 5 naopak velmi snadnou (Příloha 7).

3A) Následovala skutečná realizace chůze po místnosti po dobu 1 min a poté se opakovalo měření ve stoji, kdy proband opět dostal instrukce představit si ve stoji chůzi po dané místnosti (PCHpo), stejným způsobem a stejně dlouho jako při situaci 2A. Opět byl poté požádán o zhodnocení kvality své představy na škále od 1 do 5 (Příloha 7).

Experimentální situace B (představa chůze po čáře):

1B) Měření posturálních vychylek při klidové situaci (klidČ), metodicky stejné jako měření 1A.

2B) Následovala první představa chůze po čáře (PČpřed), při které si měl jedinec představovat chůzi po čáře, která byla nalepena na zemi napříč místností a kterou měl možnost si předem prohlédnout. Jedinec stál opět na posturální plošině, čelem k bílé zdi s otevřenými očima. Chůzi po čáře si představoval až do doby pokynu k ukončení, svým přirozeným tempem. Celková doba trvání PČpřed byla 30 s. Následně byl proband požádán o zhodnocení kvality své představy chůze po čáře na stupnici 1 až 5, kde 1 značila velmi obtížnou představu pohybu, 5 naopak velmi snadnou (Příloha 7).

3B) Následovala reálná chůze po čáře v místnosti a poté byla měřena opětná představa chůze po čáře (PČpo). Probandi byli opět dotázáni na subjektivní vnímání obtížnosti představy na škále 1 až 5 (Příloha 7).

4.2.3 Měřené parametry

Pro hodnocení posturální stability při představě chůze a chůze po čáře byly měřeny posturální výchylky v ose X (mediolaterální) a Y (anteroposteriorní), konkrétně hodnoty zrychlení (m.s^{-2}) získaných z akcelerometrů.

4.2.4 Statistické zpracování dat

Data, získaná v rámci výzkumu, byla zpracována v programu Statistica 12 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro ověření normality rozložení dat byl využit Shapiro-Wilkův test. Vzhledem k tomu, že data nevykazovala normální rozložení, byly pro určení rozdílů použity neparametrické tetsy.

Pro výzkumnou otázku V_1 byla pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu porovnána data z jednotlivých akcelerometrů při srovnání klidové referenční hodnoty klidCH a situace s představou chůze (PCHpřed resp. PČpřed). Hodnoty posturálních výchylek kolem os X a Y byly pro každé umístění akcelerometru zpracovány zvlášť.

Ke zhodnocení odpovědi na výzkumnou otázku V_2 byla porovnána data z jednotlivých akcelerometrů při srovnání situací PCHpřed vs. PCHpo a PČpřed vs. PČpo pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu. Posturální výchylky byly hodnoceny pro osu X a Y.

Pro řešení výzkumné otázky V_3 byl využit neparametrický test Friedmanova ANOVA. Dále byly pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu navzájem porovnány jednotlivé dvojice umístění akcelerometrů za daných situací pro osy X a Y.

Pro posouzení statistické významnosti byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$.

5 Výsledky

Základní statistické charakteristiky (průměrné hodnoty, hodnoty mediánu a intervalu spolehlivosti) dat získaných z akcelerometrů jsou zaznamenány v Tabulce 1.

Tabulka 1. Základní statistické charakteristiky naměřených dat

Proměnná	X				Y			
	Průměr	Medián	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. 95,000%	Průměr	Medián	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. 95,000%
SACRUM								
klid CH	0,0048	0,0040	0,0035	0,0062	0,0875	0,0910	0,0802	0,0947
PCH před	0,0049	0,0047	0,0036	0,0062	0,0903	0,0914	0,0860	0,0946
PCH po	0,0050	0,0044	0,0038	0,0063	0,0900	0,0902	0,0860	0,0940
klid Č	0,0075	0,0044	0,0020	0,0130	0,0905	0,0932	0,0869	0,0940
PČ před	0,0053	0,0047	0,0039	0,0066	0,0913	0,0945	0,0878	0,0949
PČ po	0,0051	0,0050	0,0038	0,0064	0,0884	0,0922	0,0800	0,0967
STEHNO DX.								
klid CH	0,0196	0,0195	0,0171	0,0221	0,1094	0,1097	0,1054	0,1134
PCH před	0,0195	0,0193	0,0174	0,0215	0,1097	0,1090	0,1050	0,1143
PCH po	0,0196	0,0197	0,0175	0,0217	0,1074	0,1056	0,1047	0,1102
klid Č	0,0189	0,0187	0,0167	0,0211	0,1071	0,1069	0,1041	0,1101
PČ před	0,0192	0,0189	0,0166	0,0218	0,1091	0,1097	0,1067	0,1115
PČ po	0,0204	0,0200	0,0179	0,0229	0,1118	0,1083	0,1058	0,1177
STEHNO SIN.								
klid CH	0,0078	0,0064	0,0060	0,0096	0,1121	0,1125	0,1092	0,1150
PCH před	0,0083	0,0073	0,0066	0,0099	0,1131	0,1127	0,1100	0,1163
PCH po	0,0079	0,0065	0,0061	0,0097	0,1119	0,1115	0,1096	0,1143
klid Č	0,0082	0,0070	0,0064	0,0101	0,1091	0,1122	0,0998	0,1185
PČ před	0,0082	0,0074	0,0064	0,0100	0,1144	0,1156	0,1113	0,1174
PČ po	0,0081	0,0068	0,0062	0,0101	0,1156	0,1142	0,1130	0,1182
LÝTKO DX.								
klid CH	0,0099	0,0092	0,0079	0,0119	0,1098	0,1113	0,1065	0,1131
PCH před	0,0103	0,0093	0,0084	0,0122	0,1108	0,1085	0,1079	0,1137
PCH po	0,0107	0,0114	0,0088	0,0126	0,1099	0,1095	0,1074	0,1124
klid Č	0,0106	0,0099	0,0087	0,0126	0,1106	0,1085	0,1072	0,1140
PČ před	0,0107	0,0108	0,0089	0,0125	0,1121	0,1138	0,1092	0,1151
PČ po	0,0111	0,0111	0,0091	0,0132	0,1135	0,1116	0,1111	0,1158
LÝTKO SIN.								
klid CH	0,0071	0,0058	0,0051	0,0092	0,1022	0,1038	0,0995	0,1049
PCH před	0,0072	0,0064	0,0053	0,0090	0,0990	0,1006	0,0903	0,1077
PCH po	0,0076	0,0061	0,0057	0,0096	0,1023	0,1011	0,0993	0,1052
klid Č	0,0073	0,0068	0,0057	0,0089	0,1031	0,1023	0,1001	0,1060
PČ před	0,0072	0,0067	0,0054	0,0091	0,1044	0,1054	0,1021	0,1067
PČ po	0,0076	0,0063	0,0057	0,0095	0,1053	0,1043	0,1027	0,1080

Vysvětlivky: klid CH = klidová situace před představou chůze; PCH před = představa chůze před jejím reálným provedením; PCH po = představa chůze po jejím reálném provedení; klid Č = klidová situace před představou chůze po čáře; PČ před = představa chůze po čáře před jejím reálným provedením; PČ po = představa chůze po čáře po jejím reálném provedení; X = mediolaterální směr; Y = anteroposteriorní směr.

5.1 Výsledky k výzkumné otázce V₁

V₁: Mají různě náročné způsoby představy chůze vliv na posturální stabilitu?

Hodnoty získané při určení vlivu různě náročných způsobů představy chůze na posturální stabilitu jsou uvedeny v Tabulce 2. Grafické znázornění mediánu velikosti zrychlení g ($m \cdot s^{-2}$) pro posturální výchylky kolem os X a Y při představě chůze a chůze po čáře je na Obrázku 1. Vyjímkou byl statisticky významný rozdíl ($p = 0,032$) hodnot naměřených z akcelerometru na pravém lýtku v ose X, avšak jedná se o hodnotu naměřenou pouze v ose X a pouze při srovnání klidové hodnoty s představou chůze po čáře. Lze tedy říci, že nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi posturálními výchylkami při představě chůze a chůze po čáře.

Tabulka 2. Srovnání vlivu jednotlivých způsobů představy chůze na posturální stabilitu

	X		Y	
	Z	p	Z	p
SACRUM				
klid CH vs. PCH před	0,013	0,989	0,632	0,527
klid CH vs. PČ před	1,224	0,221	0,955	0,339
STEHNO DX.				
klid CH vs. PCH před	0,283	0,778	0,202	0,840
klid CH vs. PČ před	1,655	0,098	0,229	0,819
STEHNO SIN.				
klid CH vs. PCH před	1,520	0,128	0,552	0,581
klid CH vs. PČ před	1,197	0,231	1,709	0,088
LÝTKO DX.				
klid CH vs. PCH před	1,386	0,166	0,202	0,840
klid CH vs. PČ před	2,139	0,032	1,386	0,166
LÝTKO SIN.				
klid CH vs. PCH před	0,256	0,798	0,067	0,067
klid CH vs. PČ před	0,229	0,819	1,117	1,117

Vysvětlivky: X = mediolaterální směr; Y = anteroposteriorní směr; Z = hodnoty testového kritéria; p = hladina pravděpodobnosti.



Obrázek 1. Hodnoty mediánu zrychlení při srovnání klidové hodnoty a různě náročných způsobů chůze

Vysvětlivky: klid CH = klidová situace před představou chůze; PCH před = představa chůze před jejím reálným provedením; PČ před = představa chůze po čáře před jejím reálným provedením; X = mediolaterální směr; Y = anteroposteriorní směr.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce V₂

V₂: Má reálné provedení chůze vliv na posturální stabilitu při její následné představě?

Hodnoty získané při určení vlivu reálného provedení chůze či chůze po čáře na posturální stabilitu jsou uvedeny v Tabulce 3. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi vlivem představy chůze (či chůze po čáře) před a po reálném provedení chůze (či chůze po čáře) na posturální stabilitu.

Tabulka 3. Hodnocení vlivu reálného provedení chůze/chůze po čáře na posturální stabilitu

	X		Y	
	Z	p	Z	p
SACRUM				
PCH před vs. PCH po	1,332	0,183	0,175	0,861
PČ před vs. PČ po	0,067	0,946	0,121	0,904
STEHNO DX.				
PCH před vs. PCH po	0,121	0,904	0,283	0,778
PČ před vs. PČ po	1,789	0,074	0,363	0,716
STEHNO SIN.				
PCH před vs. PCH po	1,197	0,231	0,336	0,737
PČ před vs. PČ po	0,013	0,989	0,390	0,696
LÝTKO DX.				
PCH před vs. PCH po	1,251	0,211	0,309	0,757
PČ před vs. PČ po	0,982	0,326	0,659	0,510
LÝTKO SIN.				
PCH před vs. PCH po	1,762	0,078	0,013	0,989
PČ před vs. PČ po	1,063	0,288	0,578	0,563

Vysvětlivky: X = mediolaterální směr; Y = anteroposteriorní směr; Z = hodnoty testového kritéria; p = hladina pravděpodobnosti.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce V₃

V₃: Má umístění akcelerometrů vliv na hodnocení posturální stability při představě chůze?

Žádný z rozdílů při hodnocení vlivu představ při různě náročných způsobech chůze na posturální stabilitu nebyl pro použité umístění akcelerometrů statisticky významný (viz. Tabulka 2). Jedinou výjimkou byl statisticky významný rozdíl ($p = 0,032$) hodnot naměřených z akcelerometru na pravém lýtku v ose X (Tabulka 2). Vzhledem k tomu, že se však jedná o hodnotu naměřenou pouze při jedné z variant představy chůze a týká se pouze výchylek v ose X, lze předpokládat, že umístění akcelerometrů nemá vliv na posturální stabilitu při představě chůze.

Dále nás zajímalo, zda se liší velikosti naměřených hodnot posturálních výchylek z jednotlivých oblastí umístění. Pro všechny posuzované situace byly velikosti rozdílů

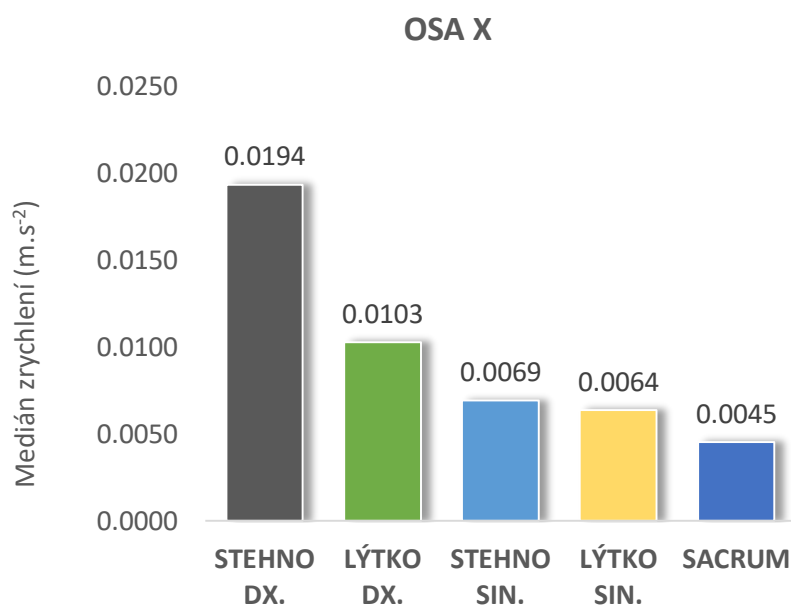
mezi jednotlivými akcelerometry statisticky významné na hladině $p < 0,001$. Na základě tohoto zjištění byly následně porovnány jednotlivé dvojice umístění akcelerometrů za daných situací. Výsledky tohoto porovnání jsou uvedeny v Tabulce 4.

Tabulka 4. Srovnání vlivu umístění akcelerometrů na velikost naměřených hodnot za jednotlivých situací přestavy pohybu

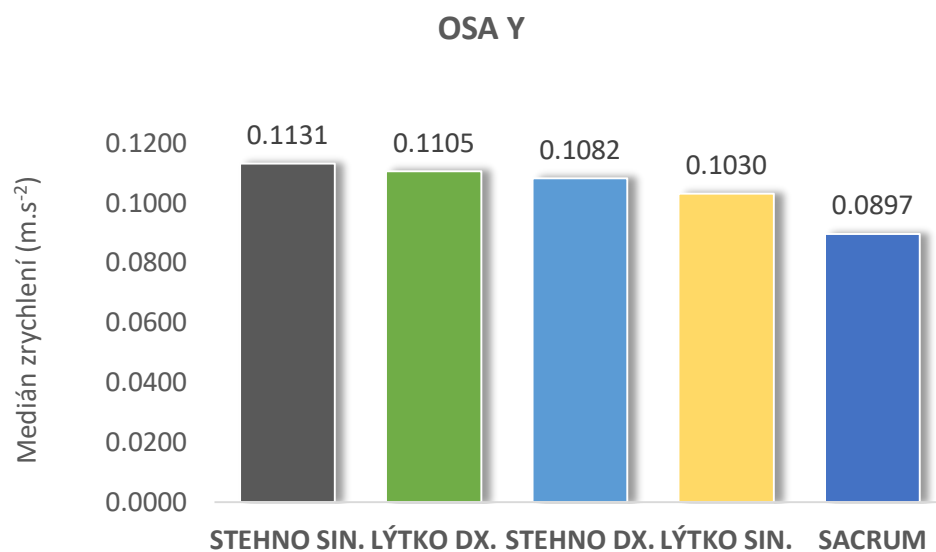
klid CH	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
stehno dx.	Z=4,345; p<0.001		Z=2,408; p=0,016	Z=1,386; p=0,166	Z=4,372; p<0.001
stehno sin.	Z=2,731; p=0,006	Z=3,915; p<0.001		Z=4,211; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
lytko dx.	Z=3,188; p=0,001	Z=3,942; p<0.001	Z=1,735; p=0,083		Z=3,807; p<0.001
lytko sin.	Z=1,655; p=0,098	Z=4,211; p<0.001	Z=0,471; p=0,638	Z=2,031; p=0,042	
PCH před	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=3,673; p<0.001
stehno dx.	Z=4,345; p<0.001		Z=3,269; p=0,001	Z=2,435; p=0,015	Z=4,345; p<0.001
stehno sin.	Z=2,946; p=0,003	Z=4,023; p<0.001		Z=3,969; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
lytko dx.	Z=3,323; p<0.001	Z=4,023; p<0.001	Z=1,735; p=0,083		Z=3,834; p<0.001
lytko sin.	Z=1,709; p=0,088	Z=4,211; p<0.001	Z=0,874; p=0,382	Z=2,354; p=0,019	
PCH po	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,292; p<0.001
stehno dx.	Z=4,8; p<0.001		Z=3,484; p<0.001	Z=2,516; p=0,012	Z=4,372; p<0.001
stehno sin.	Z=2; p=0,046	Z=3,6; p<0.001		Z=3,592; p<0.001	Z=4,345; p<0.001
lytko dx.	Z=3,6; p<0.001	Z=3,6; p<0.001	Z=2; p=0,046		Z=3,754; p<0.001
lytko sin.	Z=0,8; p=0,424	Z=4; p<0.001	Z=0,4; p=0,689	Z=1,6; p=0,11	
klid Č	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=3,7; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
stehno dx.	Z=3,673; p<0.001		Z=3,431; p<0.001	Z=2,731; p=0,006	Z=3,727; p<0.001
stehno sin.	Z=2,516; p=0,012	Z=3,861; p<0.001		Z=3,619; p<0.001	Z=3,7; p<0.001
lytko dx.	Z=2,892; p=0,004	Z=3,834; p<0.001	Z=1,789; p=0,074		Z=3,942; p<0.001
lytko sin.	Z=1,628; p=0,104	Z=4,211; p<0.001	Z=0; p<0.001	Z=2,489; p=0,013	
PČ před	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
stehno dx.	Z=4,319; p<0.001		Z=3,7; p<0.001	Z=2,704; p=0,007	Z=4,372; p<0.001
stehno sin.	Z=2,543; p=0,011	Z=3,754; p<0.001		Z=3,942; p<0.001	Z=4,319; p<0.001
lytko dx.	Z=3,323; p<0.001	Z=3,619; p<0.001	Z=1,897; p=0,058		Z=3,942; p<0.001
lytko sin.	Z=1,601; p=0,109	Z=4,13; p<0.001	Z=0; p<0.001	Z=2,543; p=0,011	
PČ po	sacrum	stehno dx.	stehno sin.	lytko dx.	lytko sin.
sacrum		Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
stehno dx.	Z=4,345; p<0.001		Z=3,673; p<0.001	Z=2,704; p=0,007	Z=3,834; p<0.001
stehno sin.	Z=2,435; p=0,015	Z=3,996; p<0.001		Z=3,323; p<0.001	Z=4,372; p<0.001
lytko dx.	Z=3,511; p<0.001	Z=3,996; p<0.001	Z=2,005; p=0,045		Z=3,754; p<0.001
lytko sin.	Z=1,897; p=0,058	Z=4,184; p<0.001	Z=0,498; p=0,619	Z=2,677; p=0,007	

Vysvětlivky: osa X (mediolaterální) = žlutě; osa Y (anteroposteriorní) = modře; Z = hodnoty testového kritéria; p = hladina pravděpodobnosti.

Na Obrázku 2 a 3 vidíme grafické znázornění hodnot průměru mediánů zrychlení všech situací v rámci jednotlivých umístění akcelerometrů. Umístění akcelerometru do oblasti stehna, respektive 1 cm nad laterální epikondyl femuru, vykazuje nejvyšší naměřené hodnoty zrychlení. V ose X byly nejvyšší hodnoty naměřené v oblasti pravého stehna. V ose Y v oblasti levého stehna, avšak zde rozdíl oproti ostatním umístěním nebyl významný. Oproti tomu naměřené výchylky v oblasti sacra kolem obou hodnocených os (X, Y) byly nejmenší. Lze tedy tvrdit, že umístění akcelerometru má vliv na velikost naměřených hodnot posturálních výchylek, nikoli však na hodnocení posturální stability při představě chůze.



Obrázek 2. Porovnání vlivu umístění akcelerometrů na hodnoty dat zrychlení v ose X (mediolaterální)



Obrázek 3. Porovnání vlivu umístění akcelerometrů na hodnoty dat zrychlení v ose Y (anteroposteriorní)

6 Diskuze

Ideomotorika neboli mentální simulace pohybu je kognitivním procesem. Jedná se o schopnost představy jednoduchého či komplexního pohybu bez motorického výstupu (Jeannerod, 1995; Mulder, 2007; Williams et al., 2012). Ideomotorikou rozumíme vědomé a úmyslné zpřístupnění představy plánovaného pohybu, která je běžně mimovolní (Jeannerod, 1995). Efekt pohybu v představě je však závislý na míře schopnosti představy pohybu (Wei & Luo, 2010; Williams et al. 2012). Při lepších ideomotorických schopnostech je potvrzena větší aktivace mozkových oblastí podílejících se i na reálném provedení pohybu. Jejich aktivitu vidíme v případě, jedná-li se o pohyb, který je jedinci již dříve známý. Jde především o suplementární motorickou oblast, premotorický kortex, prefrontální oblast, inferiorní frontální gyrus, superiorní temporální gyrus, senzorický kortex, insulu, cerebellum a oblast bazálních ganglií (Loison et al., 2012). Ohledně zapojení primární motorické kůry panují kontroverzní názory, většinou je však její aktivace spojována s komplexními pohyby (Lotze & Cohen, 2013). Hardwick et al. (2013) v rámci metaanalytické studie její konzistentní aktivaci nezaznamenali. Před zařazením ideomotoriky do rehabilitačního plánu je pro její efekt nutné zjistit míru ideomotorických schopností jedince a jeho preferovanou perspektivu představy pohybu (Loison et al., 2012).

Z počátku byla ideomotorika využívána především pro zvýšení výkonu ve sportu, pro nácvik motorického výkonu, zlepšení koordinace, ovlivnění pohybové přesnosti a síly (Clark et al., 2014; Driskell et al, 1994; Feltz & Landers, 1983; Holmes & Collins, 2011; Wakefield & Smith, 2012). Později začala být zkoumána pro její klinické využití při nemožnosti motorické exekuce pohybu. U těchto pacientů tak vzniká prostor pro jiné terapeutické přístupy a jedním z nich může být právě ideomotorika (Ruffino et al., 2017). Moreau et al. (2010) tvrdí, že kombinace ideomotoriky a fyzického nácviku pohybu vede k lepším výsledkům než samotný fyzický nácvik pohybové aktivity, bez ohledu na perspektivu či způsob provedení představy. Ve studii Cha a Kim (2016) byl potvrzen pozitivní vliv představy pohybu, respektive kinestetické představy stabilního sedu na míči v kombinaci s tréninkem rovnováhy, na posturální stabilitu. Tento efekt byl zjištěn u zdravých mladých jedinců, avšak vzniká zde potencionální prostor pro použití představy

při nácviku rovnováhy u posturálně instabilních pacientů v rehabilitaci. Je totiž potvrzena korelace mezi úrovní posturální stability a rizikem pádů. Nižší úroveň posturální stability představuje větší riziko pro vznik pádů (Kurz et al., 2013; Melzer et al. 2010). Vzhledem ke skutečnosti, že k pádům většinou dochází v klidovém stoji, ale při chůzi či jiných formách lokomoce, zajímalo nás, jak by se na posturální stabilitě kinestetická představa chůze.

I když je ideomotorika popisovaná jako schopnost představit si jednoduchý či komplexní pohyb bez zjevného motorického projevu (Jeannerod, 1995; Mulder, 2007; Williams et al., 2012), existují studie, které jsou s tímto názorem v rozporu. Rodrigues et al. (2010) hodnotili posturální výchyly při představě jednoduchého analytického pohybu (bilaterální plantární flexe v hlezenním kloubu) ve stoji. Kinestetická představa tohoto pohybu vedla ke zvýšené oscilaci COP kolem os X (směr mediolaterální) a Y (směr anteroposteriorní). Toto zjištění vedlo k názoru, že kinestetická představa pohybu evokuje motorickou reprezentaci pohybu a má tak vliv na posturální stabilitu (Rodrigues et al., 2010). Lze konstatovat, že inhibiční mechanismy motorického projevu při ideomotorice tedy zcela nepotlačí autonomické a posturální změny (Mitra et al., 2016).

Jak již bylo zmíněno, pohyb v představě může být proveden z pohledu první (kinestetická představa) či třetí (vizuální představa) osoby. Studie Stins et al (2015) porovnávala vliv kinestetické a vizuální představy pohybu na posturální stabilitu. Výsledky ukázaly větší vliv kinestetické představy pohybu oproti představě vizuální. Tato skutečnost souhlasí s výsledky dalších provedených studií (Grangeon, Guillot, & Collet, 2011; Lemos, Rodrigues, & Vargas, 2014; Rodrigues et al., 2010). Kinestetická perspektiva představy pohybu byla z důvodu potvrzeného významnějšího efektu na posturální stabilitu využita i v rámci výzkumu této diplomové práce.

Posturální stabilita je spojovaná zejména s aktivitou dolních končetin a trupu (méně pak končetin horních). Je tedy předpokladem, že představa pohybu zahrnující dolní končetiny by měla ve stoji vést k jistým posturálním výchylnám. Výše zmíněný předpoklad byl potvrzen studií Stins et al. (2015) při hodnocení kinestetické představy komplexních pohybů zahrnující aktivitu dolních končetin (jízda na kole, skákání na trampolíně), které ukázaly větší vliv na posturální stabilitu oproti komplexním pohybům prováděným hlavně horními končetinami (hra na klavír, mávání) a oproti klidové pozici

(Stins et al., 2015). Toto tvrzení však není v souladu s výsledky výzkumu diplomové práce, kde vliv představy komplexního pohybu dolních končetin (chůze a chůze po čáře) na posturální stabilitu zjištěn nebyl. Hodnoty naměřených posturálních výchylek neprokázaly statisticky významný rozdíl mezi klidovou situací a představou jednotlivých variant chůze. Jako možné vysvětlení se nabízí volní snaha probandů případný pohyb při jeho pouhé představě potlačit (Lotze & Cohen, 2006). Naměřené výchylky v rámci výzkumu lze tedy obecně vysvětlit faktem, že posturální stabilita ve vzpřímeném stojí představuje kvazistatickou polohu, která je přeci jen jistými výchylkami těla doprovázena (Neumannová et al., 2015). Vliv představy chůze se však nepotvrdil.

Diplomová práce hodnotila posturální výchylky při představě chůze kolem os X (anteroposteriorní směr, AP) a Y (mediolaterální směr, ML). Grangeon et al. (2011) se rovněž zabývali posturálními výchylkami kolem jednotlivých os při představě pohybu. Zjistili, že při představě výskoku jsou posturální výchylky okolo os X (ML) a Y (AP) menší než za klidové situace. Vyšší hodnoty výchylek byly naopak naměřeny okolo osy Z (vertikální směr) ve srovnání s klidovou situací bez představy pohybu. Z toho vyplývá, že směr posturálních výchylek odpovídá charakteru představy pohybu. Při výskoku, kdy se pohyb děje především směrem vzhůru, byly nejvyšší naměřené hodnoty posturálních výchylek právě ve vertikálním směru okolo osy Z. Tvrzení souhlasí s výsledky studie Balasubramaniam a Wing (2002), kdy byla zjištěna souvislost posturálních výchylek ve směru osy Y převážně s plantární a dorsální flexí v hlezenním kloubu, zatímco výchylky okolo osy X odrážely abdukci a addukci kloubu kyčelního. Nemůžeme se však s touto teorií v rámci diplomové práce ztotožnit, neboť při představě chůze bychom předpokládali směr pohybu vpřed (osa Y). V rámci výzkumu ale nebyl prokázán vliv představy chůze či chůze po čáře na posturální stabilitu oproti klidové situaci kolem žádné z hodnocených os (X,Y). Výše uvedené studie však posturální výchylky hodnotily pomocí silové plošiny, nikoli pomocí akcelerometrů. Může to být tedy možným vysvětlením pro získání rozdílných výsledků. Budini et al. (2018) spolu s Brabants et al. (2018) dále uvádí, že pro senzitivnější měření posturálních výchylek je vhodné využít dat úhlové rychlosti segmentu než dat zrychlení. V rámci diplomové práce však byla akcelerometrie zvolena na základě publikací, které tuto metodu označily za vhodný

způsob k měření posturálních výchylek pro svou značnou validitu a senzitivitu (Bizovská et al., 2017; Mancini & Horak, 2010).

Zajištění posturální stability ve stoji je subkortikálně řízený proces, za fyziologických podmínek nevyžadující naši velkou pozornost. Nicméně dle Stins et al. (2015) se jedná o děj senzitivní na kognitivně náročné úkoly (zejména u osob se zhošenou posturální stabilitou), k čemuž lze řadit i mentální představu pohybu. Se zvýšením obtížnosti kognitivního úkolu dochází k větším nárokům na stabilitu. Bakker, Boschker a Chung (1996) se zabývali různě náročnými představami pohybu (zvedání různě těžkých závaží). Došli k závěru, že charakter představy pohybu má vliv na aktivaci mozkových oblastí, EMG aktivitu a předpokládáně tedy i na míru posturálních výchylek – těžší váhy měly větší neurofyziologickou odezvu. Bylo zjištěno, že náročnější typ úkolu, který souvisí s vynaložením většího úsilí a vyšší motorickou kontrolou, ovlivní i představu daného pohybu (Personnier, Ballay, & Papaxanthis, 2010). Také ve studii Stins et al. (2015) byl vliv na posturální stabilitu zjištěn u představy poměrně motoricky náročných pohybů (jízda na kole do kopce, skákání na trampolíně). Dalším příkladem je potvrzený vliv představy dřepu s těžkým závažím na posturální výchylky (Mulder, deVries, & Zijlstra, 2005). Podobnou situací může být ztížení podmínek představy pohybu, v našem případě chůze po čáře zvolená v rámci diplomové práce. V rámci výzkumné části se však výše zmíněný předpoklad, že náročnější forma představy pohybu více ovlivní posturální stabilitu, nepotvrdil. Nebyl zjištěn rozdíl mezi posturálními výchylkami při představě chůze ve srovnání s představou chůze po čáře vzhledem ke klidové referenční hodnotě. Možným vysvětlením může být skutečnost, že oba zvolené způsoby představy pohybu jsou oproti výše uvedeným studiím stále málo náročné na to, aby se jejich vliv na posturální stabilitě ve stoji projevil.

Vliv ideomotoriky chůze je předmětem mnoha studií, avšak málokterá se zabývá jejím vlivem na posturální stabilitu. Bylo zjištěno, že kombinace fyzického nácviku chůze a její představy je pro motorické učení efektivnější než fyzický nácvik samotný (Dunsky, Dickstein, Marcovitz, Levy, & Deutsch, 2008; Cho, Kim, & Lee, 2013; Kolářová et al., 2016). Efekt ideomotoriky byl prokázán na ovlivnění parametrů chůze, tedy rychlosti, délky kroku, kadence a času jedné i dvojí opory u chronických pacientů po CMP. Oostra et al. (2015) prokázali vliv kinestetické představy chůze u subakutních

pacientů po CMP na zlepšení hodnot desetimetrového testu chůze (10MWT). Bakker et al. (2008) hodnotil svalovou aktivitu při představě jednoduchého pohybu nohou (dorsiflexe) a při představě chůze na základě EMG signálů m. tibialis anterior (v sedě). Aktivita m. tibialis anterior se při představě dorsiflexe zvýšila, při představě chůze signifikantní změny zaznamenány nebyly. Nabízí se vysvětlení, že v pozici, kdy je reálná chůze nemožná při představě převládá inhibice nad facilitací svalové aktivity (Hadders-Algra, 2000; Jeannerod, 2006; Kolářová et al., 2016). Také jedno z pravidel PETTLEP modelu ideomotorického tréninku klade důraz na stejnou výchozí pozici a co nejpodobnější podmínky provedení jako při reálném pohybu (Wakefield & Smith, 2012). Proto byl pro výchozí pozici v rámci výzkumu zvolen bipedální stoj, neboť je možnou výchozí polohou pro reálnou chůzi. Dle uvedené literatury se tedy jednalo o vhodně zvolenou pozici pro představu chůze, nicméně její vliv na posturální stabilitu se nepotvrdil. Vliv představy chůze na EMG aktivitu tedy nemusí souviset s jejím projevem na posturální výchylky. Toto odpovídá výsledkům studie Lemos et al. (2014), kdy představa pohybu ve vzpřímeném stoji vedla ke zvýšeným posturálním výchylkám beze změn EMG aktivity měřené na lýtkových svalech.

Krom zajištění co nejpodobnějších situací pro představu pohybu ve srovnání s reálným výkonem pohybu je velmi důležitá i předcházející zkušenost s pohybem. Důraz na předešlou zkušenost s daným pohybem a její vliv na posturální stabilitu, respektive její vliv ve smyslu schopnosti anticipace a přípravy senzomotorického systému pro aktivaci posturálního nastavení těla na daný pohyb, zmiňuje Bizovská et al. (2017) spolu se studií Shupert a Horák (1999). Pro vliv představy pohybu na následné zlepšení provedení daného pohybu je nutné mít s daným pohybem předešlou motorickou zkušenost (Mulder et al. 2004). Rozdíl v úrovni schopnosti představy pohybu byl zaznamenán např. mezi profesionálními a amatérskými sportovci, ve prospěch profesionálů. Tuto skutečnost lze vysvětlit na základě jejich každodenních tréninků a tudíž značných zkušeností s pohybem, které po nich byly v představě požadovány (Moreau et al., 2010). Také při hodnocení úrovně ideomotorických schopností pomocí MIQ-R a MIQ-RS dotazníků je pohyb nejprve reálně ukázán a proveden, až poté se odehraje v představě. Jinak to může vést ke značné variabilitě představy pohybu a zkreslení výsledků (Loison et al., 2012). Oproti těmto tvrzením stojí zjištění Mulder et al. (2005), kteří prokázali, že předešlá zkušenost s

daným pohybem nemá na jeho představu vliv. Porovnávali představu dřepu s dvojicí 12 kg činek u jedinců, kteří trénují dřepy se závažím dvakrát týdně, s jedinci bez předešlých zkušeností s dřepem se závažím. V rámci EMG aktivity nebyl zjištěn rozdíl mezi těmito skupinami. Může to být vysvětleno na základě skutečnosti, že s klasickým dřepem má předešlé zkušenosti téměř každý a představa přidaného závaží tak neudělá mezi skupinami při představě významný rozdíl. K podobnému výsledku jsme došli v rámci diplomové práce. Metodika výzkumu byla sice rozdílná, avšak taktéž byl také hodnocen vliv předešlé zkušenosti s pohybem, respektive byla porovnávána představa před a po reálném provedení chůze a vliv těchto představ na posturální stabilitu. Ikdyž probandi na základě dotazu na subjektivní vnímání obtížnosti představy uvedli stejné nebo lepší hodnocení představy pohybu po provedení reálné chůze či chůze po čáře (Příloha 7), nebyl prokázán vliv jejího reálného provedení na posturální stabilitu. Možným vysvětlením je opět zvolení příliš jednoduchých a běžných pohybů, aby se reálné provedení chůze projevilo při její následné představě a tím pádem na posturální stabilitě.

Další zkoumanou oblastí v rámci výzkumu bylo umístění akcelerometrů. Yu et al. (2015) se zabývali uložením akcelerometrů a gyroskopů, jež považují za důležitý faktor pro hodnocení posturálních vychylek. Výsledky studie ukázaly, že oblast Th7–Th8 je nejvhodnějším umístěním pro hodnocení posturálních vychylek okolo osy X, oblast Th9–Th10 byla označena za nejvhodnější pro hodnocení vychylek při chůzi. Oblast L2–L4 označili jako nejméně vhodnou pro hodnocení vychylek při pohybech ve stoji. Oproti tomuto tvrzení však většina provedených studií hodnotících posturální výchylky pomocí akcelerometrů a gyroskopů využívá pro jejich umístění právě oblast bederní páteře. Hanson a Tornberg (2019) měřili posturální výchylky zároveň pomocí akcelerometru umístěného k L4 a silové plošiny, přičemž byly prokázány statisticky významné hodnoty shody obou metod hodnocení. Lyu et al. (2019) testovali hodnocení posturálních vychylek ve stoji pomocí senzoru zavěšeného na krku (ležícího na sternu), ve srovnání se senzorem umístěným v oblasti bederní páteře. Výsledky ukázaly, že zavěšený senzor v oblasti sternu je vhodnější pro detekci instability při klidovém stoji na dvou končetinách, zatímco senzor v bederní oblasti lépe detekuje výchylky v tandemovém stoji a stoji na jedné dolní končetině. Liu, Zhang a Lockhart (2012) pro hodnocení vychylek při klidovém stoji použili pro umístění senzorů oblast L5/S1, která nejlépe reprezentuje

COM. V rámci našeho výzkumu toto tvrzení neodpovídá, neboť hodnoty posturálních výchylek naměřené při klidovém stoji akcelerometrem v oblasti sacra byly nejnižší. Nejvyšší hodnoty byly naopak naměřeny v oblasti stehna. Dostupné studie však srovnání umístění akcelerometrů v oblasti sacra, stehna, lýtky a jejich vliv na naměřené hodnoty výchylek nehodnotily.

Literatura uvádí pro hodnocení posturální stability jako nejčastěji používanou oblast umístění akcelerometrů spodní část zad (projekce obratlů L3, L5 nebo S1; Bizovská et al., 2017). Oblast L3 je pro umístění akcelerometrů využívána velmi často (Kosse, Caljouw, Vervoort, Vuillerme, & Lamothe, 2015; Shazhad, Lee, Lee, & Kim, 2017; Shin, Yo, & An, 2018; Shin, An, & Yo, 2014). Park a Woo (2015) pro hodnocení osových výchylek během chůze využili umístění senzorů k L5. Alberts et al. (2015) pro hodnocení posturální stability pomocí akcelerometru a gyroskopu využili umístění senzorů na sacrum. Bylo zjištěno, že tyto oblasti (L3, L5, sacrum) jsou pro hodnocení posturálních výchylek senzitivnější metodou při srovnání se silovou plošinou (Bizovská et al. 2017). V rámci diplomové práce byly však hodnoty z oblasti sacra při hodnocení posturální stability v porovnání s umístěním ostatních akcelerometrů nejnižší. Alkathiry et al. (2018) využili pro měření posturálních výchylek u dospívajících po otřesu mozku umístění akcelerometru do bederní oblasti na úrovni crista illiaca. Dalším obvyklým umístěním akcelerometrů je oblast metatarsů či bérce (Bizovská et al. 2017; Brabants et al. 2018). Tung, Moore a Giagregorio (2014) analyzovali zrychlení umístěním senzoru do střední axilární linie, na levou crista illiaca a bilaterálně na kotníky. Howcroft, Lemaire a Kofman (2016) pro hodnocení posturální stability a stanovení riziku pádu u seniorů využili data ze senzorů na hlavě, pánvi a obou malleolech. Senzory v oblasti hlavy vykazovaly nejvyšší neměřené hodnoty. Gago et al. (2014) pro měření výchylek u jedinců s Parkinsonovou chorobou umístili senzory do oblasti bederní páteře, bilaterálně na stehna (poloviční vzdálenost mezi crista illiaca a laterálním kondylem femuru) a bilaterálně do oblasti bérce (poloviční vzdálenost mezi laterálním malleolem a kondylem femuru). Avšak vliv jednotlivých umístění akcelerometrů na naměřené hodnoty posturálních výchylek nehodnotili. Toto umístění bylo nicméně podobné jako námi zvolené oblasti umístění v rámci výzkumné části práce. Oblast stehna vykazovala nejvyšší naměřené hodnoty posturálních výchylek. Toto umístění lze tedy považovat za vhodné

při hodnocení posturální stability i pro případný budoucí výzkum.

Co se počtu použitých akcelerometrů týče, zjištěním Tung et al. (2014) byla přesnost měření 64,4–70,0 % při využití jednoho senzoru, 73,3–84,4 % při využití dvou senzorů a 91,1 % za využití třech senzorů. Kombinace trojice senzorů na obou kotnících a na crista illiaca se ukázala jako nejcitlivější pro hodnocení výchylek. Howcroft et al. (2016) také souhlasí s využitím více senzorů pro získání přesnějších výsledků. V rámci výzkumu diplomové práce bylo proto za účelem co nejpřesnějšího hodnocení posturálních výchylek využito pět akcelerometrů.

Limity této studie spočívají v malém množství probandů (25). Výzkumu se zúčastnili zdraví jedinci ve věku $56,5 \pm 5,6$ let bez motorického či kognitivního deficitu. Jedná se tedy o poměrně malý vzorek populace. Není tak možno prokázat obecnou platnost zjištěných výsledků. Dalším limitem může být hodnocení úrovně ideomotorických schopností (před vlastním měřením) na základě subjektivního hodnocení probandů pomocí dotazníků MIQ-R a MIQ-RS. Jednalo se o jedince, kteří neměli s ideomotorikou zkušenosti, měření se událo bez předešlého ideomotorického tréninku. Výše uvedeným studie však většinou ideomotorický trénink předcházela nebo bylo měření opakované v delším časovém horizontu. Náš experiment byl krátkého trvání a jednorázový. Nebyla také nijak testována obecná pohybová gramotnost probandů, což může mít na představu a procítění pohybu vliv. Efekt ideomotoriky je totiž značně závislý na míře schopnosti představy pohybu. Zajistit objektivnost hodnocení úrovně představy však v současné době zatím není bohužel možné. Skutečnost, že nebyl potvrzen významný vliv ideomotoriky chůze na posturální stabilitu může být vysvětlena na základě zvolení málo náročných způsobů představ chůze. Dalším možným vysvětlením může být skutečnost, že průběh představy probíhal ve stoji s otevřenými očima a pohledem na bílou zeď. Tato pozice byla zvolena s účelem eliminace rušivých zrakových vjemů. Nadruhou stranu se však mírně rozcházíme s doporučením, že představa pohybu by měla vycházet z co nejpodobnějších podmínek jako u reálného pohybu, neboť ze stoje u zdi reálné provedení chůze není možné. Je tedy ke zvážení, zda by výchozí pozice s pohledem do místnosti, po které měla představa a následně reálná chůze proběhnout, nebyla pro naše účely vhodnější. Další možnou variantou pro vyloučení rušivých elementů a lepší koncentraci na představu chůze by byla situace se

zavřenýma očima. Studie Roman-Liu (2018) však uvádí signifikantní rozdíl ve velikosti posturálních výchylek mezi stojem s otevřenýma a zavřenýma očima (obecně vyšší hodnoty výchylek při zavřených očích) a zřejmě by tak situace při zavřených očích mohla být méně vhodná pro hodnocení vlivu představy pohybu na posturální stabilitu. Otázkou také je, zda by zvolení jiného umístění senzorů, např. často využívaná oblast L3/L5 namísto oblasti sacra (která vykazovala nejmenší naměřené hodnoty), nebylo pro hodnocení posturální stability při představě chůze senzitivnější variantou.

7 Závěr

Na základě získaných dat zrychlení z akcelerometrů umístěných v pěti oblastech a jejich následné analýzy byl hodnocen vliv ideomotoriky chůze na posturální stabilitu. Z této práce lze vyvodit následující závěry:

1. Nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi různě náročnými způsoby představy chůze a jejich vlivem na posturální stabilitu.
2. Nebyl potvrzen vliv reálného provedení chůze či chůze po čáře na její následnou představu ve smyslu ovlivnění posturální stability. Dle subjektivního hodnocení probandů však pro ně byla následná představa ve většině případů snažší.
3. Nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi jednotlivým umístěním akcelerometrů při hodnocení vlivu různých způsobů chůze na posturální stabilitu. Byl však potvrzen vliv jejich umístění na velikosti naměřených hodnot posturálních vychylek. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny akcelerometrem v oblasti stehna, nejnižší v oblasti sacra.

8 Souhrn

Tato diplomová práce vznikla na základě podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA FTK 2020 014 „Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu“. Cílem výzkumné části práce bylo určit vliv ideomotoriky chůze na posturální stabilitu. Dílčími cíly bylo porovnat různé náročné způsoby představy chůze na posturální stabilitu, dále porovnat vliv reálného provedení chůze na posturální stabilitu při její následné představě a v neposlední řadě porovnat vliv umístění akcelerometrů při hodnocení posturální stability při představě chůze.

Teoretická část byla zaměřena na charakteristiku postury a posturální stability, na neurofyziologické aspekty posturální stability a na její vývoj v rámci ontogeneze. Zmíněny byly také poruchy posturální stability a popsány možnosti jejího hodnocení za využití klinických či přístrojových metod. Teoretická část dále obsahuje kapitoly věnované ideomotorice, tedy pohybu v představě bez jeho reálného provedení. Princip ideomotoriky je založen na aktivaci podobných mozkových oblastí jako při reálně prováděném pohybu. Dochází při ní k vědomé inhibici vykonání pohybu, avšak tyto inhibiční mechanismy často nepotlačí autonomické a posturální změny. Imaginace pohybu může vést k neuroplastickým změnám v aktivovaných mozkových oblastech a dá se tak využít pro zlepšení či reedukaci dříve známých pohybů (nejen u jedinců, kdy motorická exekuce pohybu není možná). Zmíněny byly také jednotlivé perspektivy pohybu v představě, možnosti jejího tréninku a využití ideomotoriky v rehabilitaci. Dalším zaměřením teoretické části byla problematika chůze, zejména ideomotorika chůze, její neurofyziologické aspekty a možnosti jejího využití v rehabilitační praxi. Ideomotorika byla dříve využívána zejména pro zvýšení výkonu ve sportovním odvětví, efekt ideomotoriky chůze je však nyní potvrzen i na zlepšení schopnosti chůze u pacientů s motorickým deficitem.

Výzkumná část se věnovala vlivu ideomotoriky chůze na posturální stabilitu, neboť je potvrzena korelace mezi úrovní posturální stability a rizikem pádů. K naprosté

většině známek posturální nestability a k pádům nedochází při stoji, nýbrž při chůzi či jiných formách lokomoce, a proto nás zajímalo, zda představa chůze může posturální stabilitu ovlivnit. Výzkumné části se účastnilo 25 probandů ve věku $56,5 \pm 5,6$ let s dobrou schopností představy pohybu otestovanou pomocí MIQ-R a MIQ-RS (hodnoty skóre 4 a více). Jednalo se o jedince bez vrozených či získaných vad pohybového aparátu, bez neurologických, psychologických, interních či jiných patologických stavů, s minimálně týdenní absencí bolesti v době měření a minimálně rok od jakéhokoli operačního zákroku. Pomocí akcelerometrů Delsys Trigno (Natick, MA, USA), umístěných jednostranně na sacru, oboustranně 1cm nad laterálními kodyly femuru (stehno) a 1 cm nad laterálními malleoly (lýtka), byly hodnoceny posturální výchylky ve směru osy X a Y v pěti různých situacích. Měření probíhalo v klidové situaci bez jakékoli představy pohybu (klid), dále při představě chůze před (PCH před) a po (PCHpo) jejím reálném provedení a při její náročnější modifikaci představě chůze po čáře před (PČ před) a po (PČ po) jejím reálném provedení.

Z výsledků studie vyplývá, že náročnost představy chůze nemá vliv na parametry posturální stability. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi představou chůze a představou chůze po čáře ve srovnání s klidovou referenční hodnotou. Při hodnocení vlivu reálného provedení chůze či chůze po čáře na její následnou představu a vliv na posturální stabilitu bylo zjištěno, že reálné provedení chůze či chůze po čáře posturální stabilitu při následné představě pohybu neovlivní. Dále bylo zjištěno, že jednotlivá umístění akcelerometrů nemají vliv na hodnocení posturální stability při různých představách chůze. Umístění akcelerometrů (z pěti různých oblastí) však má vliv na velikost naměřených hodnot posturálních výchylek. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny v oblasti stehna, nejnižší v oblasti sacra.

9 Summary

This Diploma thesis was realized with the support of a grant project of Palacký University in Olomouc IGA FTK 2020 014 “The effect of motor imagery on muscle activity and postural stability”. The main objective of this thesis was to evaluate the effect of gait imagery on postural stability. The subjective of this thesis was to compare more and less demanding forms of gait imagery, to evaluate the effect of actual gait execution on the level of imagery and thus postural stability, and also to examine the effect of accelerometer placement on measuring the effect of gait imagery on postural stability.

The theoretical part of this thesis focuses on posture and postural stability characteristics, on neurophysiological aspects of postural stability and its development during ontogenesis. It also describes postural stability disorders and its evaluation options. This part includes chapters dealing with motor imagery, i.e. movement performed only in the mind with no real execution. The principle of motor imagery is based on the activation of similar brain areas that take part in planning and execution of the real movement. An intentional inhibition of the real movement takes place but that does not suppress all autonomic and postural adjustments. Motor imagery can lead to neuroplastic changes in the activated brain areas and thus can be used to improve motor functions or to help relearn formerly known movements (not only in individuals who are not able to execute the real movement). Different perspectives of motor imagery were mentioned briefly, together with the possibilities of motor imagery training and its application in rehabilitation. There is also a chapter dedicated to gait and gait imagery specifically, neurophysiological aspects together with its use in rehabilitation. Motor imagery was formerly used mainly for performance enhancement in sports but its effect has now been also confirmed on enhancement of gait parameters of individuals with motor deficit.

The experimental part describes and analyzes the research focused on the effect of gait imagery on postural stability. We were interested in this effect because there is a correlation between the level of postural stability and the risk of falls. The research group consisted of 25 individuals aged 56.5 ± 5.6 years with a good motor imagery level

(scored 4 and more in MIQ-R and MIQ-RS). These individuals were without congenital or acquired motor disorders, neurological, psychological, internal or other pathological conditions. Another condition was at least a week without pain at the time of the experiment and at least a year from undertaking any surgery. For measuring postural sway in these individuals, accelerometers Delsys Trigno (Natick, MA, USA) were placed unilaterally on sacrum, bilaterally 1 cm above lateral epicondyles of the femur (thigh) and bilaterally 1 cm above lateral malleolus (calf). Postural sways were measured around axes X and Y in five different situations: resting position (klid), gait imagery before (PCH před) and after (PCH po) actual walking, line gait imagery before (PČ před) and after (PČ po) actual walking on a line.

The results show that gait imagery – regardless of how easy or difficult its character may be – does not affect postural stability. Also, there was no significant difference found between the effect of gait imagery on postural stability before and after actual walking. When comparing different placement of accelerometers for the evaluation of different types of gait imagery effect on postural stability, there were no significant differences either. However, the findings showed that different placement of accelerometers does affect the obtained values of postural sway. The highest values were measured by accelerometers placed in thigh area while the lowest values were noted with the accelerometer placed on sacrum.

Referenční seznam

Alberts, J. L., Hirsch, J. R., Koop, M. M., Schindler, D. D., Kana, D. E., Linder, S. M., Campbell, S., & Thota, A. K. (2015). Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability. *Journal of athletic training*, 50(6), 578–588. Retrieved 15.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25844853/>.

Alkathiry, A. A., Sparto, P. J., Freund, B., Whitney, S. L., Mucha, A., Furman, J. M., Collins, M. W., & Kontos, A. P. (2018). Using Accelerometers to Record Postural Sway in Adolescents With Concussion: A Cross-Sectional Study. *Journal of athletic training*, 53(12), 1166–1172. Retrieved 14.6.2021 from NCBI Database on the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6365061/>.

Baeck, J. S., Kim, Y. T., Seo, J. H., Ryeom, H. K., Lee, J., Choi, S. M., Woo, M., Kim, W., Kim, J. G., & Chang, Y. (2012). Brain activation patterns of motor imagery reflect plastic changes associated with intensive shooting training. *Behavioural Brain Research*, 234(1), 26–32. Retrieved 27.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22698706/>.

Bakker, F. C., Boschker, M., & Chung, T. (1996). Changes in muscular activity while imagining weight lifting using stimulus or response propositions. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 18, 313–324. Retrieved 28.3.2021 from the World Wide Web: <https://www.semanticscholar.org/paper/Changes-in-Muscular-Activity-while-Imagining-Weight-Bakker-Boschker/1096e7dabb90025082d408d6475d63aa4a532748>.

Bakker, M., Overeem, S., Snijders, A. H., Borm, G., van Elswijk, G., Toni, I., & Bloem, B. R. (2008). Motor imagery of foot dorsiflexion and gait: Effects on corticospinal excitability. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2519–2527. Retrieved 30.1.2021 from ScienceDirect Database: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245708009097>.

Balasubramaniam, R., & Wing, A. M. (2002). The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Science*, 6, 531–536. Retrieved 28.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12475714/>.

Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Brabants, A., Richards, J., Deschamps, K., Janssen, J., Chohan, A., & Connell, L. (2018). An exploration of segment acceleration and angular velocity during different balance conditions measures in the assessment of stability. *Journal of Quantitative Research In Rehabilitation Medicine*, 1(2), 30-36. Retrieved 26.1.2021 from the World Wide Web: <http://prmplplus.com/ojs/index.php/prmplplus/article/view/10>.

Brouwer B., & Ashby P. (1991). Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. *Brain*, 3, 1395-407. Retrieved 11.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2065257/>.

Budini, K. Richards, J., Cole, T., Levine, D., Trede R., George L., & Selfe, J. (2018). An exploration of the use of Inertial Measurement Units in the assessment of dynamic postural control of the knee and the effect of bracing and taping. *Physiotherapy Practise and Research*. 39(2), 91-98.

Čápková, J. (2016). *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. Ostrava: Repronis.

Celnik, P., Webster, B., Glasser, D.M., & Cohen, L. (2008). Effects of Action Observation on Physical Training After Stroke. *Stroke*, 39, 1814-1820. Retrieved 1.2.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18403746/>.

Clark, B.C., Mahato, N.K., Nakavazawa, M., & Thomas, J.S. (2014). The power of the mind: The cortex as a critical determinant of Muscle Strength/Weakness. *Journal of Neurophysiology*, 112(12), 3219-3226. Retrieved 28.1.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/266570698_The_Power_of_the_Mind_The_Cortex_as_a_Critical_Determinant_of_Muscle_StrengthWeakness.

Cowley, P.M., Clark, B.C., & Ploutz-Snyder, L.L. (2008). Kinesthetic motor imagery and spinal excitability: the effect of contraction intensity and spatial localization. *Clinical Neurophysiology*, 119(8), 1849-1856. Retrieved from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18486544/>.

Decety, J., & Boisson, D. (1990). Effect of brain and spinal cord injuries on motor imagery. *European archives of psychiatry and clinical neuroscience*, 240(1), 39–43. Retrieved 12.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2147901/>.

Driskell, J.E., Copper, C., & Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *Journal of Applied Psychology*, 79 (4), 481–492. Retrieved 23.1.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/228118007_Does_Mental_Practice_Enhance_Performance.

Dunsky, A., Dickstein, R., Marcowitz, E., Levy, S., & Deutsch, J. (2008). Home-Based Motor Imagery Training for Gait Rehabilitation of People With Chronic Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(8), 1580-1588. Retrieved from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18674992/>.

Feltz, D.L., & Landers, D.M. (1983). The effects of mental practice on motor skills, learning and performance: a meta-analysis. *Journal of Sport Psychology*, 5, 25–57.

Retrieved 23.1.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web:
https://www.researchgate.net/publication/228118028_The_Effects_of_Mental_Practice_on_Motor_Skill_Learning_and_Performance_A_Meta-analysis.

Gago, M. F., Fernandes, V., Ferreira, J., Silva, H., Rocha, L., Bicho, E., & Sousa, N. (2014). Postural stability analysis with inertial measurement units in Alzheimer's disease. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders Extra*, 4(1), 22–30. Retrieved 15.6.2021 from NCBI Database on the World Wide Web:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3934616/>.

Gál, O., Hoskovcová, M., & Jech, R. (2015). Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 22(3), 107-127.

Gieseemann, H., Glaser, T., Liepert, J., & Dettmers, C. (2012). Stroke patients' acceptance of mental imagery: a pilot study. *Neurologie und Rehabilitation*, 18(3), 149-156. Retrieved from ResearchGate Database on the World Wide Web::
https://www.researchgate.net/publication/286844553_Stroke_patients%27_acceptance_of_mental_imagery_A_pilot_study

Giggins, O., Kelly, D., & Caulfield, B. (2013). Evaluating rehabilitation exercise performance using a single inertial measurement unit. 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 49-56. Retrieved 23.1.2021 from the World Wide Web: <https://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2013.252061>

Grangeon M., Guillot A., & Collet C. (2011). Postural control during visual and kinesthetic motor imagery. *Applied Psychophysiology & Biofeedback*. 36, 47–56. Retrieved 13.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21274746/>.

Greve, J., Bordini, A. & Camanho, G.L. (2007). Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics*, 62(6), 717-720. Retrieved 12.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web:: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18209913/>.

Guillot A., Collet C., Nguyen V. A., Malouin F., Richards C., & Doyon J. (2009). Brain activity during visual vs. kinesthetic imagery: An fMRI study. *Human Brain Mapping*, 30, 2157–2172. Retrieved 13.1.2021 From PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18819106/>.

Guillot, A., & Collet, C. (2005). Duration of Mentally Simulated Movement: A Review. *Journal of Motor Behavior*. 37(1), 10-20. Retrieved 30.1.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/8088108_Duration_of_Mentally_Simulated_Movement_A_Review.

Hadders-Algra, M. (2000). The Neuronal Group Selection Theory: a framework to explain variation in normal motor development. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(8), 566-572.

Hanson E., & Tornberg, A. (2019). Coherence and reliability of a wearable inertial measurement unit for measuring postural sway. *BMC Research Notes*. 12, 201. Retrieved 14.2.2021 from the World Wide Web: <https://bmcresearchnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13104-019-4238-8>.

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 and behavioral reviews*, 91, 31-44. Retrieved 30.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30098990/>.

Heebner, N.R., Akins, J.S., Scott, M.L., & Sell, T.C. (2014). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy

individuals. *Gait and Posture*, 41(2), 535-539. Retrieved 8.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25544692/>.

Hetu, S., Grégoire, M., Saimpont, A., Col, M., Eugène, F., Machon, P.E., & Jackson, P.L. (2013). The neural network of motor imagery: An ALE meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(5), 930-949. Retrieved 14.1.2021 from PubMed Database: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23583615/>.

Horak F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881-1885. Retrieved 11.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3685116/>.

Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait*, 6(1), 76-84. Retrieved 10.1.2021 from Science Direct Database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636297000180?via%3Dihub>.

Howcroft, J., Lemaire, E.D., & Kofman, J. (2016). Wearable-sensor-based classification models of faller status in older adults. *Plos One*, 11(4), 1-16. Retrieved 23.6.2021 from the World Wide Web: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0153240>.

Hrdličková, T., & Skovajsa, J. (2020). Rovnováha optikou Feldenkraisovy metody. *Umění Fyzioterapie*, 10, 63-73.

Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., & Marceau, P. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture*, 26(1), 32-38.

Cha, H. G., & Kim, M. K. (2016). Effects of mental practice on normal adult balance ability. *Journal of physical therapy science*, 28(7), 2041-2043. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2041>. Retrieved 19.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27512260/>.

Cho, H., Kim, J., & Lee, G. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post- stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675-680. Retrieved 28.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23129815/>.

Chong, B.W., & Stinear, C.M. (2017). Modulation of motor cortex inhibition during motor imagery. *Journal of Neurophysiology*, 117(4), 1776-1784. Retrieved 30.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28123007/>.

Ietswaart, M., Johnsson, M., Dijkerman, H.C., Joice, S., Scott, C.L., MacWalter, R.S., & Hamilton, S.J. (2011). Mental practise with motor imagery in stroke recovery: randomized controlled trial of efficacy. *Brain*, 134(5), 1373-86. Retrieved 1.2.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21515905/>.

Isaac, A., Marks, D., & Russell, D.G. (1986). An instrument for Assessing Imagery Movement: The Vividness of Movement Imagery Questionnaire (VMIQ). *Journal of Mental Imagery*, 10(4), 23-30. Retrieved 30.1.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/232442377_An_instrument_for_assessing_imagery_of_movement_The_Vividness_of_Movement_Imagery_Questionnaire_VMIQ.

Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních poruch (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků.

Janoušek, D. (2019). *Objektivizace opěrné báze kojenců na přelomu prvního a druhého trimestru*. Diplomová práce. Masarykova Univerzita. Fakulta sportovních studií, Olomouc.

Janura, M., Vařeka, I., Lenhart, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., Vařeková, R. et al. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Jeannerod, M. (1994). The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*, 17, 187–245. Retrieved 18.12.2020 from the World Wide Web: <https://www.cambridge.org/core/journals/behavioral-and-brain-sciences/article/abs/representing-brain-neural-correlates-of-motor-intention-and-imagery/DBF7AB09145C9F02793378601B9A7155>.

Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia*, 33(11), 1419-1432. Retrieved 18.11.2020 from Science Direct Database from the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/002839329500073C>.

Jeannerod, M. (2006). The origin of voluntary action: history of a physiological concept. *Comptes rendus biologies*, 329(5-6), 354-362. Retrieved 23.1.2021 from ScienceDirect Database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1631069106000424>.

Jeřábek, J. (2020). Klinický obraz vestibulárních poruch. *Umění fyzioterapie*, 10, 21-26.

Jonsson, E., Seiger, A., & Hirschfeld, H. (2004). One- leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clinical Biomechanics*, 19, 688-694. Retrieved 1.12.2020 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15288454/>.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie v praxi*, (6), 270-5.

Kolářová, B., Krobot, A., Polehlová, K., Hlušík, P., & Richards, J. D. (2016). Effect of Gait Imagery Tasks on Lower Limb Muscle Activity With Respect to Body Posture. *Perceptual and Motor Skills*, 122(2), 411–431. Retrieved 24.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27166324/>.

Konrad, H.R., Girardi, M., & Helfert, R. (1999). Balance and aging. *Laryngoscope*, 109(9), 1454-1460. Retrieved 6.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10499055/>.

Kosse, N. M., Caljouw, S., Vervoort, D., Vuillerme, N., & Lamothe, C. J. (2015). Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. *Annals of biomedical engineering*, 43(8), 1935–1946. Retrieved 14.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25549774/>.

Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Galén.

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kurz, I., Oddsson, L., & Melzer, I. (2013). Characteristics of balance control in older persons who fall with injury – a prospective study. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(4), 814–819. Retrieved 10.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23669557/>.

Lafleur, M.F., Jackson, P.L., Malouin F., Richards, C.L., Evanc. A.C., & Doyon, J. (2002). Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *Neuroimage*, 16, 142–157.

Lebon, F., Collet, C., & Guillot, A. (2010). Benefits of motor imagery training on muscle strength. *Journal of strength and conditioning research*. 24(6), 1680-1687. Retrieved 26.3.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20508474/>.

Lemos, T., Rodrigues, E., & Vargas, C. (2014). Motor imagery modulation of postural sway is accompanied by changes in the EMG- COP association. *Neuroscience Letters*, 577. Retrieved 28.3.2021 from ResearchGate Database on World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/263166430_Motor_imagery_modulation_of_postural_sway_is_accompanied_by_changes_in_the_EMG-COP_association.

Li, S., Kamper, D.G., Stevens, J.A., & Rymer, W.Z. (2004). The effect of motor imagery on spinal segmental excitability. *Journal of Neuroscience*, 24(43), 9674-80. Retrieved 26.1.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15509755/>.

Liu, J., Zhang, X., & Lockhart, T.E. (2012). Fall risk Assessments Based on Postural and Dynamic Stability Using Inertial Measurement Unit. *Safety and Health at Work*. 3(3), 192-198. Retrieved 15.6.2021 from ScienceDirect Database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2093791112330047>.

Loison, B., Moussaddaq, A.S., Cormier, J., Richard, I., Ferrapie, A.L., Ramond, A., & Dinomais, M. (2013). Translation and validation of the French Movement Imagery Questionnaire – Revised Second version (MIQ-RS). *Annals Of Physical And Rehabilitation Medicine*, 56(3), 157-173. Retrieved 16.11.2020 from Science Direct Database on World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065713000031>.

Lyu, S., Piazza, S., Downs, D. S., & Freivalds, A. (2019). Validity of Pendant-Based IMU Assessment of Postural Stability Under Varying Balance Conditions Compared to a Sensor Positioned on the Lower Back. *Proceedings of the Human Factors and*

Ergonomics Society Annual Meeting, 63(1), 1159–1163. Retrieved 15.6.2021 from the World Wide Web: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1071181319631296>.

MacIntyre, T., Madan, C., Moran, A., Collet, C., & Guillot, A. (2018). Motor Imagery, performance and motor rehabilitation. *Progress in brain research*. 204, 141-159. Retrieved 22.1.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30390828/>.

Magnus, R. (1924). *Körperstellung (Posture)*. Berlin: Springer.

Mancini, M., & Horak, F.B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239-248. Retrieved 23.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20485226/>.

Maurer C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2000). Vestibular, visual and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neuroscience Letter*, 281(2-3), 99-102. Retrieved 13.12.2020 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10704752/>.

Melzer, I., Kurz, I., & Oddsson, L. I. (2010). A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 984–988.

Mitra, S., Doherty, N., Boulton, H., & Maylor, E. (2016). Age- related reversal of postural adjustment characteristics during motor imagery. *Psychology of Aging*. 31(8), 958-969. Retrieved 27.3.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5144809/>.

Moreau, D., Clerc, J., Mansy- Dannay, A., & Guerrien, A. (2010). Assessing movement imagery ability: Self- report questionnaires vs. performance- based tests. *Europe's Journal Of Psychology*, 4, 93-109. Retrieved 18.11.2020 from Research Gate Database

on World Wide Web:
https://www.researchgate.net/publication/224023812_Assessing_movement_imagery_ability_Self-report_questionnaires_vs_performance-based_tests.

Mulder T. (2007). Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of neural transmission*, 114(10), 1265–1278. Retrieved 3.3.2021 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2797860/>.

Mulder, T., de Vries, S., & Zijlstra, S. (2005). Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Experimental brain research*, 163(3), 344–351. Retrieved 15.6. 2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15654585/>.

Mulder, T., Zijlstra, S., Zijlstra, W., & Hochstenbach, J. (2004). The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental brain research*, 154(2), 211–217. Retrieved 20.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14508635/>.

Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Oostra, K., Oomen, A., Vanderstraeten G., & Vingerhoets, G. (2015). Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub- acute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 47(3), 204-209. Retrieved 28.3.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25403275/>.

Oostra, K. M., Vereecke, A., Jones, K., Vanderstraeten, G., & Vingerhoets, G. (2012). Motor Imagery Ability in Patients With Traumatic Brain Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93, 828-833. Retrieved 30.1.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22365480/>.

Orth, H. (2009). *Dítě ve Vojtově terapii*. České Budějovice: Kopp.

Paravlic, A., Slimani, M., Tod, D., Masic, U., Milanovic, Z., & Pisot, R. (2018). Effects and Dose- Response Relationships of Motor Imagery Practice on Strength Development in Health Adulthood Populations: a Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*. 48(5), 1165-1187. Retrieved od 26.3.2021 from PubMed Database on World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29541965/>.

Park, G., & Woo, Y. (2015). Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. *Journal of physical therapy science*, 27(10), 3199–3202. Retrieved 15.6.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26644674/>.

Pastucha, D., Filipčíková, R., Horák, S., Malinčíková, J., Beránková, J., Bezdičková, M., Dobiáš, M., Kocvrlich, M., Matušek, Z., & Váverková, R. (2013). Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní Medicína*, 15(6), 229-232.

Personnier, P., Ballay, Y., & Papaxanthis, C. (2010). Mentally represented motor actions in normal aging:III. Electromyographic features of imagined arm movements. *Behavioral Brain Research*. 206(2), 184-191. Retrieved 28.3.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/26809793_Mentally_represented_motor_actions_in_normal_aging_III_Electromyographic_features_of_imagined_arm_movements.

Rakús, A. (2009). Neuroplasticita. *Neurologie pro praxi*. 10(2), 83-85.

Rodrigues, E., Lemos, T., Gouvea, B., Volchan, E., Imbiriba, L., & Vargas, C. (2010). Kinesthetic motor imagery modulates body sway. *Neuroscience*. 169(2), 743-750. Retrieved 26.3.2021 from ResearchGate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/44587111_Kinesthetic_motor_imagery_modulates_body_sway.

Roman-Liu, D. (2018). Age- related changes in the range and velocity of postural sway. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 77. 68-80. Retrieved 10.1.2021 from Science Direct Database on the World Wide Web:: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167494318300682>.

Ruffino, C., Papaxanthis, C., & Lebon, F. (2017). Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience*, 341, 61-78. Retrieved 22.1.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27890831/>.

Schilder P. (1935). *The Image and Appearance of the Human Body*. Milton Park: Routledge & Kegan Paul.

Schmid, M., Casabianca, L., Bottaro, A., & Schieppati, M. (2008). Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience*, 153 (4), 1079-1091. Retrieved 18.12.2020 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18440719/>.

Schuster, C., Hilfiker, R., Amft, O., Scheidhauer, A., Andrews, B., Butler, J., Kischka, U., & Ettlin, T. (2011). Best practise for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Medicine*. 17(9), 75. Retrieved 23.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21682867/>.

Shahzad, A., Ko, S., Lee, J., & Kim, K. (2017). Quantitative Assessment of Balance Impairment for Fall-Risk Estimation Using Wearable Triaxial Accelerometer. *IEEE Sensors Journal*, 17(20), 6743-6751. Retrieved from the World Wide Web: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8026138>.

Sherrington, C. S. (1932). Inhibition as a coordinative factor. *Les Prix Nobel*, 278–289. Stockholm: Nobel Foundation. Retrieved 3.1.2021 from The World Wide Web: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1932/sherrington/lecture/>.

Shin, S. S., Yoo, W. G., & An, D. H. (2018). Effects of task velocity and center of mass acceleration during Y-Balance Test in elderly females with good and poor visual acuity. *Journal of physical therapy science*, 30(6), 879–882. Retrieved from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29950784/>.

Shupert, C.L., & Horak, F.B. (1999). Adaptation of postural control in normal and pathologic aging: Implications for fall prevention programs. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(1), 64-74. Retrieved 11.1.2021 from the World Wide Web: <https://ohsu.pure.elsevier.com/en/>.

Simons, D. G., Travell, J. G., & Simons, L. S. (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual (2nd ed)*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Stins, J.F., Schneider, I.K., Koole, S.L., & Beek, P.J. (2015). The influence of Motor Imagery on Postural Sway: Differential Effects of Type of Body Movement and Person Perspective. *Advances in Cognitive Psychology*. 11(3), 77-83. Retrieved 13.6. from Pubmed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26421085/>.

Stuart, D.G. (2005). Integration of posture and movement: Contributions of Sherrington, Hess, and Bernstein. *Human Movement Science*, (24), 621-643. Retrieved 5.1.2021 from Scient Direct Database on the World Wide Web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S016794570500076X>.

Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum.

Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I.část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.

Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II.část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1. 33-37.

Vaughan, N., Keogh, J., & Choy, N. (2018). Can a single session of motor imagery promote motor learning of locomotion in older adults? A randomized controlled trial. *Clinical interventions in aging*. 23(13), 713-722. Retrieved 26.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29720876/>.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.

Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.

Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada.

Wakefield, C., & Smith, D. (2012). Perfecting Practice: Applying the PETTTLEP Model of Motor Imagery. *Journal of Sport Psychology in Action*, 3(1), 1-11. Retrieved 22.11.2020 from Research Gate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/241734567_Perfecting_practice_Applying_the_PETTTLEP_model_of_motor_imagery.

Wei, G., & Luo, J. (2010). Sport expert's motor imagery: functional imaging of professional motor skills and simple motor skills. *Brain Research*. 23, 52-62. Retrieved

26.3.2021 from PubMed Database on the World Wide Web:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19686705/>.

Williams, S. E., Cumming, J., Ntoumanis, N., Nordin- Bates, S.N., Ramsey, R., & Hall, C. (2012). Further Validation and Development of the Movement Imagery Questionnaire. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 34(5), 621-646. Retrieved 21.11.2020 from Research Gate Database on the World Wide Web:
https://www.researchgate.net/publication/231741892_Further_Validation_and_Development_of_the_Movement_Imagery_Questionnaire.

Wilson, C., Smith, D., Burden, A., & Holmes, P. (2010). Participant-generated imagery scripts produce greater EMG activity and imagery ability. *European Journal of Sport Sciences*, 10, 417–425. Retrieved 22.11.2020 from Research Gate Database on the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/48227706_Participant-generated_imagery_scripts_produce_greater_EMG_activity_an_imagery_ability.

Winter, D.A. (1995). *A.B.C. (Anatomy, Biomechanis and Control) of balance during standing and walking*. Waterloo: University of Waterloo.

Yo, B., Bao, T., Zhang, D., Carender, W., Sienko, K., & Shull, P. (2015). Determining inertial measurement unit placement for estimating human trunk sway while standing, walking and running. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.4651-4654.

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt IGA: Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu

Hlavní řešitel projektu: Mgr. Hana Ondráčková

Spoluřešitelé: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D., Bc. Tereza Blatná, Bc. Aneta Burešová, Bc. Barbora Müllerová

Jméno účastníka:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve výzkumné studii projektu IGA, jejíž cílem je zhodnotit, jaký vliv má představa pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Měl(a) jsem možnost vše řádně a v klidu zvážit, měl(a) jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval(a) za pro mne podstatné vědět. Na tyto dotazy jsem dostal(a) jasnou a srozumitelnou odpověď.
4. Porozuměl(a) jsem tomu, že z projektu pro mě nevyplývají možná zdravotní ani jiná rizika a svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či ze studie odstoupit, a to i bez udání důvodu. Moje účast ve studii je dobrovolná.
5. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro

výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

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

Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte, prosím, podpis.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka: _____

V _____ Datum: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 2 Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne **11. 12. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Mgr. Hana Ondráčková**

s názvem

Vliv představy pohybu na svalovou aktivitu a posturální stabilitu

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **7 / 2020**
dne: **9. 1. 2020**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.


Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Miru 117 | 771 11 Olomouc

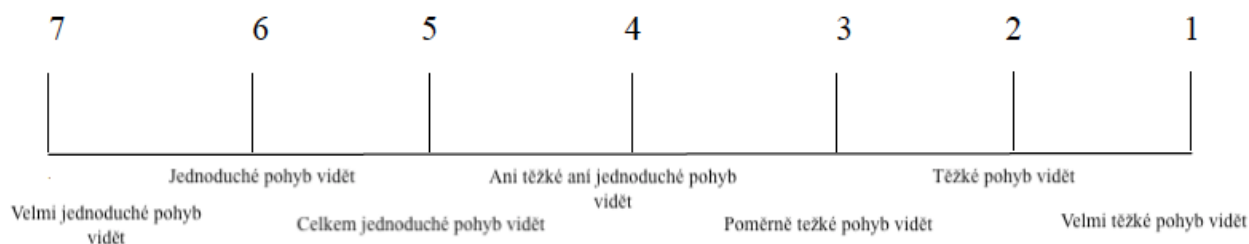
za etickou komisí FTK UP
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
člen komise

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Miru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

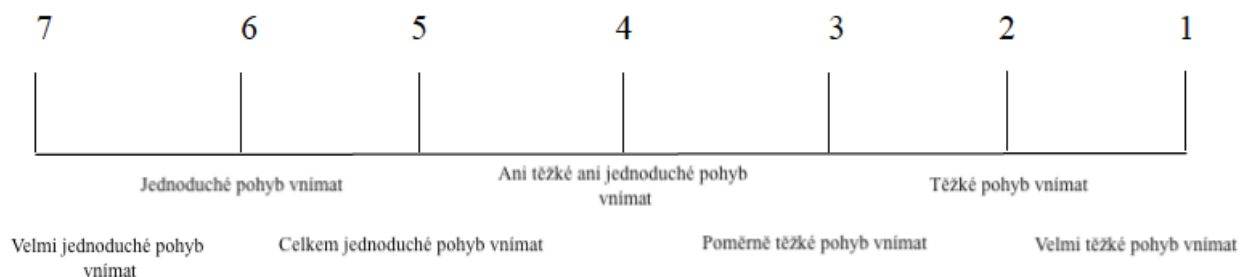
Příloha 3 Dotazník Movement Imagery Questionnaire- Revised (MIQ-R)

(MIQ-R)

Škála pro hodnocení vizuální představy pohybu



Škála pro hodnocení kinestetické představy pohybu



TESTOVANÉ POLOŽKY MIQ-R

1. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte snožmo, s rukama spuštěnými podéla těla.

POHYB: Postavte se na levou nohu a pokrčte pravé koleno co nejvýše to jde. Nyní pravé koleno opět položte do stoje snožmo. Provádějte pohyb pomalu.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

2. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s nohama lehce od sebe, s rukama spuštěnými podéla těla.

POHYB: Předkloňte se dolů a poté vyskočte co nejvýše to je možné, obě horní končetiny nad hlavou. Doskočte zpět s nohama na šířku pánve a ruce spusťte podél těla.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

3. VÝCHOZÍ POZICE: Upažte svou nedominantní horní končetinu, dlaní dolů.

POHYB: Nataženou paží pomalu přecházejte z upažení do předpažení.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

4. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s nohama lehce od sebe, obě horní končetiny vzpažené nad hlavou.

POHYB: Pomalu se předkloňte a zkuste se konečky prstů na rukou dotknout prstů u nohou (je-li to možné, dotknout se konečky prstů či dlaněmi země). Nyní se vraťte zpět do výchozí vzpřímené pozice s horními končetinami vzpaženými nad hlavou.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

5. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s nohama lehce od sebe, s rukama spuštěnými podél těla.

POHYB: Předkloňte se dolů a poté vyskočte co nejvýše to je možné, obě horní končetiny nad hlavou. Doskočte zpět s nohama na šířku pánve a ruce spusťte podél těla.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

6. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte snožmo, s rukama spuštěnými podéla těla.

POHYB: Postavte se na levou nohu a pokrčte pravé koleno co nejvýše to jde. Nyní pravé koleno opět položte do stoje snožmo. Provádějte pohyb pomalu.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

7. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s nohama lehce od sebe, obě horní končetiny vzpažené nad hlavou.

POHYB: Pomalu se předkloňte a zkuste se konečky prstů na rukou dotknout prstů u nohou (je-li to možné, dotknout se konečky prstů či dlaněmi země). Nyní se vraťte zpět do výchozí vzpřímené pozice s horními končetinami vzpaženými nad hlavou.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Upažte svou nedominantní horní končetinu, dlaní dolů.

POHYB: Nataženou paží pomalu přecházejte z upažení do předpažení.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

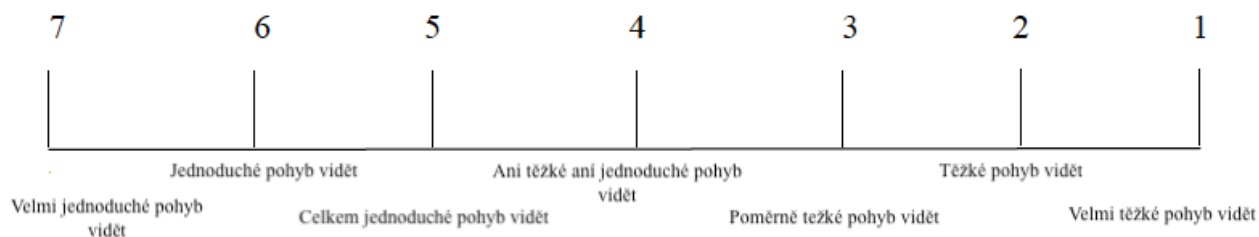
Příloha 4 Výsledky dotazníku MIQ-R

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

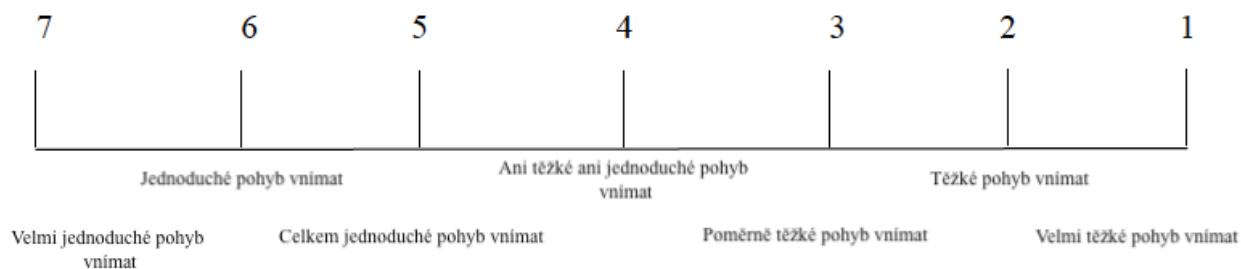
Příloha 5 Dotazník Movement Imagery Questionnaire-Revised Second

(MIQ-RS)

Škála vizuální představy pohybu



Škála kinestetické představy pohybu



Pozn.: Snažte se být při hodnocení představy co nejpřesnější a dopřejte si tolik času, kolik jen pro správné hodnocení potřebujete. Můžete zvolit stejná čísla na škálách 1–7 ke zhodnocení kinestetické i vizuální představy pohybu a není třeba využít celé rozpětí škály.

TESTOVANÉ POLOŽKY MIQ-RS

1. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte snožmo, s rukama spuštěnými podéla těla.

POHYB: Postavte se na jednu nohu a pokrčte koleno druhé nohy co nejvýše to jde. Nyní koleno opět položte do stoje snožmo. Provádějte pohyb pomalu.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

2. VÝCHOZÍ POZICE: Posad'te se, vložte si ruku v pěsti do klína.

POHYB: Vzpažte ruku v pěsti nad hlavu do plného natažení. Poté ruku v pěsti položte zpátky do klína.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

3. VÝCHOZÍ POZICE: Upažte svou nedominantní horní končetinu, dlaní s nataženými prsty směrem dolů.

POHYB: Nataženou paží pomalu přecházejte z upažení do předpažení. Poté pomalu upažte zpět do výchozí pozice.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

4. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s oběma horníma končetinama ve vzpažení nad hlavou.

POHYB: Pomalu se předkloňte a zkuste se konečky prstů na ruku dotknout špiček u nohou. Nyní se vraťte zpět do výchozí vzpřímené pozice s horními končetinami vzpaženými nad hlavou.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

5. VÝCHOZÍ POZICE: Přichystejte vaši ruku před sebe zhruba do úrovně ramen, jako byste chtěli otevřít lítací dvěře. Vaše prsty směřují vzhůru.

POHYB: Plně natáhněte vaši ruku jakobyste chtěli otevřít lítací dvěře. Nyní nechte pomyslné lítací dveře se opět zavřít a krčte ruku do výchozí pozice.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

6. VÝCHOZÍ POZICE: Posad'te se a vložte si ruku do klína. Představte si, že před sebou na stole vidíte sklenici s vodou.

POHYB: Natáhněte ruku dopředu, uchopte pomyslnou sklenici s vodou a lehce ji nadzvihněte od stolu. Poté ji opět položte na stůl a ruku vraťte zpět do klína.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

7. VÝCHOZÍ POZICE: Vaše ruka leží podél těla. Představte si, že jsou před vámi zavřené dveře.

POHYB: Natáhněte ruku vpřed, uchopte pomyslnou kliku od dveří, zatáhněte a dveře otevřete. Poté dveře pomalu pomocí stisknutí kliky zavřete a vraťte ruku do pozice podél těla.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte snožmo, s rukama spuštěnými podéla těla.

POHYB: Postavte se na jednu nohu a pokrčte koleno druhé nohy co nejvýše to jde. Nyní koleno opět položte do stoje snožmo. Provádějte pohyb pomalu.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

9. VÝCHOZÍ POZICE: Posad'te se, vložte si ruku v pěsti do klína.

POHYB: Vzpažte ruku v pěsti nad hlavu do plného natažení. Poté ruku v pěsti položte zpátky do klína.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

10. VÝCHOZÍ POZICE: Upažte svou nedominantní horní končetinu, dlaní s nataženými prsty směrem dolů.

POHYB: Nataženou paží pomalu přecházejte z upažení do předpažení. Poté pomalu upažte zpět do výchozí pozice.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

11. VÝCHOZÍ POZICE: Stůjte s oběma horníma končetinama ve vzpažení nad hlavou.

POHYB: Pomalu se předkloňte a zkuste se konečky prstů na ruku dotknout špiček u nohou. Nyní se vraťte zpět do výchozí vzpřímené pozice s horními končetinami vzpaženými nad hlavou.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

12. VÝCHOZÍ POZICE: Přichystejte vaši ruku před sebe zhruba do úrovně ramen, jakobyste chtěli otevřít lítací dvěře. Vaše prsty směřují vzhůru.

POHYB: Plně natáhněte vaši ruku jakobyste chtěli otevřít lítací dvěře. Nyní nechte pomyslné lítací dveře se opět zavřít a krčte ruku do výchozí pozice.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Pokuste se vnímat, jak daný pohyb vykonáváte, aniž byste ho reálně provedli. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

13. VÝCHOZÍ POZICE: Posad'te se a vložte si ruku do klína. Představte si, že před sebou na stole vidíte sklenici s vodou.

POHYB: Natáhněte ruku dopředu, uchopte pomyslnou sklenici s vodou a lehce ji nadzvihněte od stolu. Poté ji opět položte na stůl a ruku vraťte zpět do klína.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

14. VÝCHOZÍ POZICE: Vaše ruka leží podél těla. Představte si, že jsou před vámi zavřené dveře.

POHYB: Natáhněte ruku vpřed, uchopte pomyslnou kliku od dveří, zatáhněte a dveře otevřete. Poté dveře pomalu pomocí stiknutí kliky zavřete a vraťte ruku do pozice podél těla.

POHYB V PŘEDSTAVĚ: Zaujměte výchozí pozici. Zkuste před sebou co nejjasněji vidět sami sebe jak daný pohyb vykonáváte. Nyní na škále 1–7 zhodnoťte náročnost této představy.

HODNOCENÍ:

Příloha 6 Výsledky dotazníku MIQ-RS

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

Proband	úkol 8	úkol 9	úkol 10	úkol 11	úkol 12	úkol 13	úkol 14
1	6	7	6	7	7	6	6
2	6	7	5	6	7	5	3
3	7	7	7	7	7	6	6
4	6	7	6	7	6	5	6
5	7	7	5	7	7	5	5
6	7	7	6	7	7	6	6
7	5	6	6	5	6	6	7
8	7	6	4	6	6	5	5
9	6	6	5	6	6	5	5
10	7	7	7	7	7	7	7
11	6	7	5	5	6	6	5
12	6	7	6	6	7	6	5
13	7	7	7	7	7	7	7
14	5	6	6	3	6	6	5

15	7	7	7	7	7	7	7
16	7	7	7	7	7	7	6
17	5	3	4	4	4	3	4
18	6	6	7	5	6	5	7
19	6	7	6	6	7	6	7
20	7	7	7	7	7	7	6
21	7	7	7	7	7	7	7
22	7	7	7	7	7	7	7
23	7	7	7	7	7	7	7
24	7	6	6	5	6	4	3
25	5	6	6	6	6	5	6

Příloha 7 Výsledky dotazníku subjektivního hodnocení představy pohybu

Proband	PCHpřed	PCHpo	PČpřed	PČpo
1	3	5	4	5
2	4	5	2	4
3	3	4	3	3
4	4	5	4	5
5	5	5	4	5
6	5	4	4	5
7	3	4	2	4
8	5	5	5	5
9	5	5	4	5
10	5	5	5	5
11	4	5	4	3
12	4	5	4	4
13	3	4	4	4
14	4	3	5	5
15	4	4	5	5
16	5	3	4	4
17	4	4	3	3
18	3	3	3	4
19	2	3	2	2
20	5	5	4	5
21	3	4	5	5
22	3	4	4	3
23	5	5	5	5
24	4	5	4	5
25	2	4	3	5

Příloha 8 Potvrzení o anglickém překladu abstraktu a souhrnu diplomové práce

V Brně 24. 6. 2021

Potvrzení o překladu

Potvrzuji, že jsem Bc. Tereze Blatné, nar. 2. 3. 1996, přeložila Abstract a Summary k diplomové práci s názvem „Vliv ideomotoriky na posturální stabilitu“.

Působím jako odborná asistentka na katedře anglistiky na Pedagogické fakultě Masarykovy univerzity v Brně. Moje specializace je fonetika angličtiny a jsem garantka sekce praktického jazyka.



Mgr. Irena Headlandová Kalischová, Ph.D.

**MUNI
PED**

MASARYKOVA UNIVERZITA
PEDAGOGICKÁ FAKULTA
Katedra anglického jazyka a literatury
603 00 BRNO, POŘÍČÍ 9

Masarykova univerzita | Pedagogická fakulta
Katedra anglického jazyka a literatury
A: Poříčí 9 | 603 00 Brno
T: +420 549 49 43 59
E: kalischova@mail.muni.cz