

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Tomáš Votík

**Vliv představy pohybu na hrubou motoriku u zdravých
jedinců**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2020

ANOTACE

Typ závěreční práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv představy pohybu na hrubou motoriku u zdravých jedinců

Název práce v AJ: Influence of motor imagery on gross motor skills in healthy individuals

Datum zadání: 8.1. 2019

Datum odevzdání: 31. 7. 2020

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Tomáš Votík

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Oponent práce: Mgr. Luboš Spisar

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Představa pohybu slouží jako prvek, který pozitivně ovlivňuje trénink hrubé motoriky a je perspektivním doplňkem v rehabilitaci.

Cíl: Cílem práce bylo zhodnotit vliv představy pohybu na hrubou motoriku a popsat rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou a věkovými skupinami u zdravých jedinců, a to konkrétně u Sit to Stand testu (STS).

Metodika: Experimentu se zúčastnilo 42 zdravých jedinců ve věku 20-60 let, jejichž průměrný věk (\pm SD) byl 35,2 let (\pm 14,3 let). Probandi byli rozděleni dle věku do dvou věkových skupin. První skupina byla ve věku 20-40 let, ve které bylo 24 subjektů s průměrným věkem 23,5 let (\pm 0,9). Ve druhé skupině 40-60 let bylo 18 subjektů kde byl průměrný věk 47,6 (\pm 6). Vstupním kritériem bylo splnění MIQ-R. Data byla snímána pomocí Trigno IM Sensor, které byly umístěny na m. rectus femoris bilaterálně pro snímání svalové aktivity, a na femur z laterální strany pro snímání úhlové rychlosti femuru. Počáteční pozicí pro všechna testování byl sed na židli s nohama na šířku pánve a pod úrovní kolenního kloubu, testovaný jedinec měl volně položené ruce na stehnech. Postavení dolních končetin na zemi se během jednotlivých měření neměnilo. Protokol pro měření měl čtyři části. V první části byla testována kvalita snímaného signálu. Ve druhé části byl proband naveden

k provedení 10x STS. Ve třetí části proband sledoval zeď před sebou a prováděl imaginaci STS v počtu deseti opakování. Čtvrtá část obsahovala reálné provedení STS, stejně jako tomu bylo v druhé části. Data byla snímána pomocí softwaru EMGworks®Acquisition a zpracována v programu Visual3D v6 Professional. Data byla normalizována vůči maximální pozorované hodnotě. Hodnoceny byly maximální EMG hodnoty excentrické a koncentrické kontrakce a data integrovaného signálu EMG (iEMG). Hodnocen byl také poměr maximální koncentrická/maximální excentrická kontrakce m. rectus femoris, úhlová rychlost extenze femuru, úhlová rychlost flexe femuru, celkový rozsah úhlové rychlosti a poměr úhlová rychlost extenze/úhlová rychlost flexe femuru. Všechna data byla rozdělena pro dominantní a nedominantní dolní končetinu.

Výsledky: Po představě pohybu došlo k signifikantnímu snížení poměru úhlová rychlost extenze/úhlová rychlost flexe femuru za současných nesignifikantních změn poměru EMG signálu koncentrická kontrakce/excentrická kontrakce m. rectus femoris. Rozsah úhlové rychlosti femuru se po představě pohybu zvýšil nesignifikantně za současného nesignifikantního snížení iEMG. Poměr úhlová rychlost extenze femuru/úhlová rychlost flexe femuru se signifikantně lišil mezi věkovými skupinami. Nejsou zřejmé žádné rozdíly mezi hodnotami dominantní a nedominantní dolní končetiny.

Závěr: Představa pohybu má vliv na hrubou motoriku. Její účinek se liší u koncentrické a u excentrické kontrakce. Je možné popsat trend, kdy se po představě pohybu zvyšuje úhlová rychlost se současným snížením svalové aktivity, avšak v této práci nejsou změny signifikantní. Lze popsat rozdíly v efektivnosti provedení STS mezi věkovými skupinami. Hodnoty EMG a úhlové rychlosti se neliší v žádném parametru mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Motor imagery is an element that positively influences the training of gross motor skills and is a promising complement in rehabilitation.

Aim: The aim of this thesis was to evaluate the effect of motor imagery in gross motor skills and to describe differences between the dominant and non-dominant lower limb and age groups in healthy individuals, specifically in the Sit to Stand test (STS).

Methods: The experiment involved 42 healthy individuals between age 20-60 years, whose average age (\pm SD) was 35.2 years (\pm 14.3 years). Probandes were divided according to their age into two age groups. The first group was aged between 20-40 years, which included 24 subjects with an average age of 23.5 years (\pm 0.9). The second group consisted of probands

aged between 40-60 years, included 18 subjects with an average age of $47.6 (\pm 6)$. The inclusion criterion was the fulfilment of the MIQ-R. Data were collected using Trigno IM Sensor which was placed on the rectus femoris bilaterally to capture muscle activity and on the lateral side of the femur to capture femur angular velocity. The starting position for testing was to sit in a chair with legs the width of the pelvis and below the level of the knee joint, with subjects' hands rested loosely on their thighs. The position of the lower limbs on the ground does not change during the individual measurements. The measurement protocol is divided into four parts. The first part, consisting of testing the quality of the scanned signal. The second part, in which the proband was guided to perform 10 STS. In the third part, the proband was encouraged to watch a wall in front of him and imagined STS in ten repetitions. In the fourth part, the proband repeated the real execution of STS as in the second part. Data were scanned using EMGworks®Acquisition software and processed in Visual3D v6 Professional. The resulting data were normalized according to the maximum observed value. The normalized maximum EMG values of eccentric and concentric contraction and the data of the integrated EMG signal (iEMG) were evaluated. The ratio of maximum concentric/maximum eccentric contraction of the rectus femoris, femur extension angular velocity, femur flexion angular, range of angular velocity of the femur, and ratio extension angular velocity/flexion angular were also evaluated. All data were divided according to the dominant and non-dominant lower limb.

Results: As a consequence of applying motor imagery there was a significant reduction in the ratio of extension angular velocity/flexion angular with simultaneous insignificant changes in the ratio of EMG signal concentric contraction/eccentric contraction of the rectus femoris. The range of angular velocity of the femur increased insignificantly after the motor imagery, while there was an insignificant decrease of iEMG. The ratio of femur extension velocity/femur flexion angular velocity differed significantly between different age groups. There were no obvious differences between the recorded values of the dominant and non-dominant lower limbs.

Conclusion: Motor imagery has an effect on gross motor skills. These effects differ in concentric and eccentric contraction. It is possible to describe the trend where, after motor imagery, the angular velocity increases with a simultaneous decrease of muscle activity, but in this thesis, the changes are not significant. Differences in the effectiveness of STS execution between age groups can be identified. The EMG and angular velocity values do not differ in any parameter between the dominant and non-dominant lower limb.

Klíčová slova v ČJ: vliv představy pohybu, Sit to Stand test, hrubá motorika

Klíčová slova v AJ: motor imagery effect, Sit to Stand, gross motor skills

Rozsah: Počet stran 94 /počet příloh 4

Dedikace

Tato práce vznikla za podpory: IGA_FZV_2019_006 Vliv rehabilitace na strategii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje

Olomouc 20. července 2020

podpis

Poděkování

Tímto děkuji velmi a vřele Mgr. Marku Tomsovi za vedení práce a příjemnou spolupráci. Dále také velmi rád děkuji Mgr. Dagmar Tečové za pomoc se statistickým zpracováním dat. V neposlední řadě děkuji prof. Jimu Richardsovi za výsostnou ochotu, podnětné konzultace, náměty, inspiraci a elán.

Obsah

ÚVOD.....	9
1 PŘEDSTAVA.....	11
2 PŘEDSTAVA POHYBU.....	12
2.1 MOŽNOSTI PŘEDSTAVY POHYBU.....	12
3 NEURÁLNÍ PODKLADY MENTÁLNÍ IMAGINACE	14
3.1 NEURÁLNÍ PODKLADY MOTORICKÉ IMAGINACE	14
3.1.1 Zrcadlové neurony.....	15
3.1.2 Systém zrcadlových neuronů u člověka	15
4 MOŽNOSTI HODNOCENÍ PŘESNOSTI PŘEDSTAVY POHYBU.....	17
4.1 VYUŽÍVANÉ METODY OBJEKTIVIZACE MENTÁLNÍ IMAGINACE.....	17
4.2 SVALOVÁ AKTIVITA BĚHEM PŘEDSTAVY POHYBU	18
4.3 HODNOCENÍ PŘEDSTAVY POHYBU SKRZE REAKCI ANS.....	18
5 PŘEDSTAVA POHYBU A REHABILITACE POHYBOVÝCH PORUCH.....	20
5.1 VYUŽITÍ PŘEDSTAVY POHYBU U KONKRÉTNÍCH PORUCH POHYBOVÉHO APARÁTU	20
5.1.1 Parkinsonova nemoc	20
5.1.2 Cévní mozková příhoda	21
5.1.3 Bolestivé stavy	22
5.2 VYUŽITÍ PŘEDSTAVY POHYBU U SPORTOVců.....	22
6 HRUBÁ MOTORIKA.....	24
6.1 SIT TO STAND TEST.....	24
6.1.1 Pohyb kloubů dolní končetiny při STS	25
7 MOŽNOSTI HODNOCENÍ MOTORIKY.....	27
7.1 ELEKTROMYOGRAFICKÉ HODNOCENÍ	27
7.1.1 Faktory ovlivňující kvalitu signálu.....	27
7.2 HODNOCENÍ ÚHLOVÉ RYCHLOSTI	28
7.3 TRIGNO IM SENSOR	28
8 CÍLE A HYPOTÉZY PRÁCE.....	30
8.1 CÍLE PRÁCE.....	30
8.2 HYPOTÉZY	30
9 METODIKA	32

9.1	SUBJEKTY	32
9.2	PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	32
9.2.1	Hodnocení kvality motorické představitivosti	32
9.2.2	Příprava probandů před měřením.....	32
9.2.3	Příprava pro elektromyografické hodnocení a hodnocení úhlové rychlosti	32
9.2.4	Realizování „Sit To Stand“ testu	33
9.3	ZPRACOVÁNÍ DAT	33
9.4	STATISTICKÁ ANALÝZA DAT	35
10	VÝSLEDKY	36
10.1	STANOVENÉ HYPOTÉZY V KONTEXTU STATISTICKÉHO VYHODNOCENÍ	39
11	DISKUZE	43
11.1	DISKUZE K VÝSLEDKŮM PRÁCE	43
11.1.1	Diskuze k hypotézám H_{1_0} a H_{1_A} ; H_{2_0} a H_{2_A}	43
11.1.2	Diskuze k hypotézám H_{3_0} a H_{3_A} ; H_{4_0} a H_{4_A}	44
11.1.3	Diskuze H_{5_0} a H_{5_A}	48
11.1.4	Diskuze k H_{6_0} a H_{6_A}	49
11.2	DISKUZE K VYUŽITÝM VÝZKUMNÝM METODÁM.....	50
11.2.1	Využití úhlové rychlosti	50
11.2.2	Normalizace EMG signálu.....	50
11.2.3	Využití MIQ-R	51
11.3	DISKUZE K VYBRANÝM ASPEKTŮM POTENCIÁLNĚ OVLIVŇUJÍCÍCH MĚŘENÍ	52
11.3.1	Lombardův paradox	52
11.3.2	Determinující faktory STS.....	52
11.3.3	Emoce jako faktor.....	53
11.3.4	Vliv věku na představu pohybu	54
11.3.5	Představa pohybu a únava	55
11.3.6	Vliv způsobu představy pohybu	55
11.3.7	Vliv postižení na schopnost představy	56
11.4	APLIKACE DO PRAXE.....	57
11.5	LIMITY STUDIE.....	60
	ZÁVĚR.....	61
	REFERENČNÍ SEZNAM	63
	SEZNAM ZKRATEK	83
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	85
	SEZNAM TABULEK	86

SEZNAM GRAFŮ	87
SEZNAM PŘÍLOH	88
PŘÍLOHY	89

Úvod

Základním projevem života je aktivní pohyb. Pro člověka reprezentuje nedílnou část života a má nepřehlédnutelný vliv na jeho komplexní fyzický a psychický stav (Vokurka, 2008, s. 267). Pohyb živého organismu se odlišuje od pohybu neživých objektů tím, že má svůj vnitřní zdroj síly a je úmyslně řízen za účelem dosažení konkrétního cíle (Véle, 2006, s. 18). Při poruše funkce je vhodné rehabilitaci chápat jako proces učení, kde musí být znovuzískány staré dovednosti a nové musí být získané na základě cvičení. Aktivní cvičení tvoří aferentní tok informací, který tvoří senzorycký input centrální nervové soustavy (dále CNS). Je známo, že obnova motoriky a motorické učení jsou závislé na zpětně produkované senzorycké informaci (Mulder, 2007, s. 1263). S rozvíjející se dostupností funkční magnetické rezonance (dále fMRI) se stále častěji můžeme setkat s důkazy, které ukazují, že představa pohybu sdílí části mechanismu, které jsou základem motorické přípravy a provedení pohybu (Parson, 1987, s. 178). Představa pohybu je mentální nácvik motorických akcí bez zjevného pohybu zaznamatelného okem. Zahrnuje buď vizuální imaginaci nebo kinestetickou simulaci pohybu (Solodkin et. al., 2004, s. 1246). Existuje mnoho důkazů pozitivního efektu cvičení představy pohybu na výkon a motorické učení u sportovců, zdravých i u populace s určitým neurologickým deficitem (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 942.). Tyto poznatky se široce využívají na poli neurorehabilitace v rámci metodik na neurofyzilogickém podkladě, a to u široké škály pacientů jako např. imobilních pacientů, ve sportovní přípravě, či například u hudebníků při cvičení skladeb (Lotze a Halsband, 2006, s. 286).

Cílem této práce bylo zkoumat vliv představy pohybu na hrubou motoriku u zdravých jedinců, kdy vliv představy pohybu byl sledován při Sit to Stand testu (dále STS), daty z povrchové elektromyografie a z gyroskopů. Hodnocena byla svalová činnost a úhlová rychlost. Dále bylo cílem popsat, zda se objevují rozdíly mezi věkovými skupinami a zda má na STS vliv dominance dolních končetin. V dalším výzkumu bude možné sledovat, zda je rozdíl mezi zdravými jedinci a jedinci po cévní mozkové příhodě (dále CMP), jaký je rozdíl ve vlivu představy pohybu u hrubé a jemné motoriky a mezi typy svalových kontrakcí.

K vyhledávání odborných pramenů a zdrojů informací sloužily především on-line databáze PubMed, ResearchGate, Google Scholar a Science Direct. Filtr vyhledávání byl nastaven do časového rozmezí od 1. ledna 1990 do 1. května 2020, kdy byla využita následující klíčová slova: motor imagery effect, gross motor skills, sit to stand. Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov vyhledáno a použito 79 článků. Dalších 34 článků bylo nalezeno

ručním vyhledáváním. Pro přesnější porozumění problematiky byly využity 1 studijní skripta a 1 online seminář, 9 monografií kdy 6 z nich sloužilo jako vstupní studijní literatura:

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

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

LATASH, Mark a Vladimir ZATSIORSKY. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. 2015. San Diego: Elsevier Science & Technology, 2015. ISBN 978-0-12-800384-8.

LATASH, Mark L. *Fundamentals of motor control*. Boston: Elsevier/Academic Press, 2012. ISBN 978-0-12-415956-3

RICHARDS, Jim. *The comprehensive textbook of clinical biomechanics*. Second edition. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-7020-5490-7.

VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 978-80-7254-837-8.

1 Představa

Reakcí živočicha na zevní prostředí lze nazvat jako chování, které je umožněno aktivitou kosterního svalstva, řízenou somatomotorickým systémem centrálního nervového systému (CNS) (Kralíček, 2007, s. 91). Tento aktivní pohyb je basálním projevem života a probíhá dle účelového řízení lidské motoriky (Véle, 2006, s. 17). Úmyslný pohyb, který má svůj úděl, je to, co nás dělí od neživých objektů (Latash, 2012, s. 2).

Pro to, aby mohl být pohyb proveden, musí mít jedinec nejprve ideu samotného pohybu. Idea pohybu je součástí kognitivních funkcí jedince a jejich kvalita souvisí s kvalitou motorického projevu, protože funkční pohyb, který má účel je vždy doprovázen nutností kognitivně zpracovávat dané situace (Véle, 2006, s. 94-95).

Problém nastává, pokud je schopnost aktivního pohybu narušena, či omezena sníženou adaptabilitou na zátěž, nebo imobilizací. Zde přichází na řadu využití představy pohybu, jako tréninku kognitivních funkcí.

Představa je pravděpodobně jednou z nejsložitějších operací, kterou schopnosti lidského mozku umožňují. Vytvoření představy věcí nebo událostí posiluje schopnost jedince připravit se na případné změny ve svém okolí a adekvátně na své okolí reagovat (Guillot a Collet, 2010, s. 14). Představu lze označit jako vytvoření nebo znovuvytvoření jakékoli zkušenosti v naší mysli. Ať už sluchové, vizuální, taktilní, čichové nebo kinestetické (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 950). Je to kognitivní proces, jehož možnost využití se rozpíná od psychologie až po umění (LeBoutillier a Marks, 2003, s. 29-44). Jsme schopni si představit téměř vše. Od sezení na židli nebo stole, nebo prohlížení si památek, nebo chůze venku po cestě. Jsme schopni si představit objekty, které neexistují, nebo které již neexistují. Jsme schopni si představit činnosti, nebo scény, které nejsme schopni v realitě provést (Mulder, 2007, s. 1267). Představa je vnitřní reprezentace, která je založena na informacích uložených v paměti. V kontrastu s percepcí, kterou popisujeme, pokud informaci registrujeme přímo ze sensorů. (Kosslyn et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 4). Toto tvrzení je důležité v kontextu s faktem, že schopnost komplexní motorické funkce je založena na získání neurálního obrazu mechanických požadavků pohybu (Mattar a Gribble, 2005, s. 153-160). Tato koncepce mentální představy nás vede k charakterizování mnoho způsobů představy. Každá percepční modalita by měla být spojena se schopností si onu modalitou mentálně představit (Kosslyn, 1990, s. 131-152).

2 Představa pohybu

Když člověka požádáme, aby si představil chůzi ke specifickému místu před ním, poměrně přesně dokáže odhadnout čas nutný k přesunu na ono místo (Decety an Jeannerod, 1995, s. 127-134). V takovém případě člověk většinou uvádí, že si představil přesun k místu. Takovou představu nazýváme představou pohybu a je možné ji také změřit pomocí mentální chronometrie. Představa pohybu je kognitivní proces, kdy si jedinec představuje, že provádí pohyb, aniž by byl pohyb prakticky provedený (Mulder, 2007 s. 1267; Solodkin et. al., 2004, s. 1246). Je to dynamický stav, během kterého je interně aktivována reprezentace specifické motorické akce bez provedení motorického výstupu. Jinými slovy to lze říci také tak, že imaginace pohybu vyžaduje vědomou aktivaci částí mozku, které jsou také zahrnuty do pohybové přípravy a provedení doprovázené vědomou inhibicí skutečného pohybu (Lotze a Cohen 2006, s. 135). Představa pohybu sebe samotného by měla vyžadovat reprezentaci těla, jako původce působících sil, než reprezentaci těchto sil na zevní prostředí (Kosslyn et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 3-10).

2.1 Možnosti představy pohybu

Pojem *představa pohybu* by mohl být mírně zavádějící, protože subjekt si většinou nepředstavuje pouze motorický úkon jako takový, ale také se aktivuje reprezentace kinestetické zpětné vazby. To zahrnuje vytvoření pohybového plánu a prožití plánovaného pohybu bez jeho skutečného vykonání.

Je tedy nutné rozlišit představu pohybu, kdy si představujeme svůj vlastní pohyb – kinestetickou imaginaci a představu pohybu, kdy dochází k vizuální představě třetí osoby – vizuální imaginaci. I když v obou těchto případech je zahrnuta reprezentace kinestetické percepce společně s motorickým úkonem, který může doprovázet percepční zpětnou vazbu.

Mnoho studií zkoumá neurální podklad imaginace pohybu a snaží se rozlišit kinestetickou imaginaci a imaginaci vizuální. Ačkoli vizuální imaginace může často souviset s kinestetickou imaginací, studie dokumentují, že existence kinestetické imaginace je závislá také na jiných mechanismech (Kosslyn et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 9).

Studie Stinear et al. (2006, s. 160), ve které si dali autoři za cíl zkoušet modulaci kortikospinální dráždivosti během dvou typů motorické představy, a to během kinestetické imaginace a vizuální imaginace. Ukázala, že efektivitu těchto dvou představ je nutno rozlišovat. Protože, zvláště kinestetická imaginace moduluje excitabilitu na supraspinální úrovni. Ke stejnému výsledku, že kinestetická imaginace je efektivnější, došli také Neuper et al. (2005, s. 668-677)

Kinestetická imaginace pohybu se odehrává v první osobě, jedná se tedy o kinestetickou představu pohybu, kdy se subjekt cítí, jako by skutečně prováděl pohyb se všemi senzoryckými konsekvencemi, jako je vnímání provedení pohybu (Mulder, 2007, s. 1268). Někteří autoři uvádějí, že kinestetická imaginace zahrnuje pocity, jako je síla a intenzita provedení, kdy tělo má funkci generátoru těchto sil (Callow, Waters, 2005, s. 443-459; Jeannerod, 1994, s. 187-202). Guillot a Collet (2010, s.16) uvádějí mírně jiný popis imaginace z 1. a 3. osoby, a to tak, že v obou případech se jedná o vizuální imaginaci, kdy při představě pohybu z pohledu 1. osoby dojde k představě pohybu, jako by k němu docházelo reálně a během představy pohybu z 3. osoby si jedinec pohyb představuje, jako by byl na místě diváka.

Studie Rizzolatti a Sinigaglia (2010, s. 264-272) dokazují, že také vizuální imaginace pohybu může vyvolat interní reprezentaci pozorovaného pohybu, což může být prvotní podnět k provedení toho samého pohybu. Podkladem pro toto tvrzení je existence zrcadlových neuronů (Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169-189).

3 Neurální podklady mentální imaginace

Do procesu tvoření mentální představy můžeme zařadit parietální a frontální části skládající se parieto-frontální neuronální sítě, jenž hraje důležitou roli reprezentace prostorové představy. Parieto-frontální síť představuje nejmenší část nezbytnou pro prostorovou reprezentaci v mozku, zahrnující prostorovou paměť i prostorovou mentální představu (Mellet et al., 2000, s. 588-600). Další strukturou zapojenou do mentální představy je intraparietální sulcus, který je zodpovědný za vizuospeciální pozornost, prostorovou paměť a mentální představu prostoru (Beuchamp et al., 1996, s. 313; Mellet et al., 2000, s. 588-600). Další komponentou parieto-frontální sítě je pre-supplementární motorická aera (pSMA). Funkčně lze pSMA odlišit od supplementární motorické arey (SMA). pSMA je aktivní při komplexních složitých motorických úkolech oproti SMA, který je aktivní u jednodušších motorických úkolů (Poirel et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 19). Významnost parieto-frontální sítě při mentální imaginaci a úkolech kdy si participant musí imaginovat své okolí, potvrzují také Hartley et al. (2003, s. 877-888; Jordan et al., 2004, s. 135-140) a Rosenbaum et al. (2004, s. 826-835).

3.1 Neurální podklady motorické imaginace

Představa pohybu je prvotní součástí samotného záměru provedení pohybu. Představa může být tedy také provedena mimovolně, bez záměru.

Představa pohybu a příprava na pohyb proto sdílí společné mechanismy a mohou být viděna jako ekvivalentní. Není tedy překvapením, že při exekuci pohybu a imaginaci jsou aktivní podobné okruhy centrální nervové soustavy (Jeannerod, 1994, s. 187-202).

I když přímé porovnání představy pohybu a exekuce pohybu ukazuje výrazné rozdíly aktivity primárního motorického kortexu (dále M1) (Lotze a Halsband, 2006 s. 286), tak při sledování motorické kůry u primátu, kteří se snažili uchopit předmět, bylo zjištěno, že M1 může být zahrnuta do přímého dekódování, z čehož dle autorů vyplývá, že M1 je pravděpodobně více aktivována během představy více komplexního motorického úkonu (Lotze a Zentgraf in Guillet, 2010, s. 31). Tyto tvrzení o aktivitě M1 jsou v souladu se zjištěním Dechenta a Frahma (2003, s. 272-283). Některé studie využívající fMRI také uvádí aktivitu v primárním motorickém kortexu při imaginaci pohybu (Porro et al., 1996, s. 45-48; Sharma, Pomeroy a Baron, 2006, s. 1945), či bilaterální aktivitu v primárním motorickém kortexu během imaginace plazení jazyka (Spiegler, Graimann a Pfrtscheller, 2004, s. 52). O společných drahách v M1 pro imaginaci pohybu a pro samotnou exekuci pohybu mluví také Sharma a Baron (2013, s.3), kteří říkají, že kromě specifických kortikálních sítí pro exekuci a imaginaci existují kortikální sítě společné, jak pro představu pohybu, tak pro exekuci pohybu. Jedna ze studií formou meta-

analýzy pozorovala obecný vzorec výrazné aktivace během imaginace pohybu, kdy autoři zaznamenali výskyt velkých shluků aktivované tkáně přesahující obě mozkové hemisféry. Aktivita byla pozorována ve frontálních a parietálních lalocích, bilaterálně v superiorním parietálním laloku a inferiorním frontálním gyru, v gyru precentralis, středním frontálním gyru, v suplementární motorické aree, gyru supramarginalis a také v subkortikálních oblastech jako putamen, thalamus a globus pallidus. Aktivita byla zřejmá také v area 6, což je sekundární motorická oblast a ve vermis cerebelli (Nakano a Kodama, 2017, s. 14). V souladu s tímto tvrzením jsou i další studie (Dechent, Merboldt a Frahm, 2004, s. 140; Hanakawa et al., 2003, s. 999), ve kterých autoři zmiňují zapojení premotorických, suplementárních, cingulárních a parietálních oblastí kortexu, basálních ganglií a mozečku, a to nejen při provedení, ale také během imaginace pohybu (Dechent, Merboldt a Frahm, 2004, s. 140; Hanakawa et al., 2003, s. 999).

Několik studií využívající fMRI nezjistily signifikantní aktivitu M1 během představy pohybu (De Vries a Mulder, 2007, s. 6). To znamená, že aktivita M1 při imaginaci pohybu může být stále diskutabilní, nicméně Lotze a Zentgraf in Guillet (2010, s. 34) oponují tím, že studie, které nenalézají signifikantní aktivitu v M1 mohou být metodicky nepřesné.

3.1.1 Zrcadlové neurony

Dalším substrátem představy pohybu jsou zrcadlové neurony. Základem principu pohybové imaginace je zrcadlový mechanismus, což je neuronový systém, který sjednocuje vnímání a motorickou činnost (Rizzolatti, Fabbri-Destro a Cattaneo, 2009, s. 23-34). Zrcadlové neurony jsou multimodální asociační neurony, které zvyšují svoji činnost během provádění a pozorování určitých akcí. Tyto neurony dále reagují na zvukový nebo vizuální stimul vznikající při provádění určité činnosti (Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169-189)

Zrcadlové neurony byly původně objeveny v premotorickém kortexu v aree F5 u opic druhu makaků. Hlavní charakteristikou těchto neuronů je jejich aktivita během provádění motorické činnosti, tak i během pouhého pozorování činnosti. Výskyt zrcadlových neuronů byl také popsán v některých částech parietálního laloku. Hlavní vlastnosti parietálních zrcadlových neuronů a zrcadlových neuronů v premotorické kůře se zdají být podobné. Parietální zrcadlové neurony, stejně jako ty v premotorické kůře kódují spíše cíle motorických úkonů, než jednotlivé pohyby ze kterých jsou úkony složeny (Rizzolatti, Fabbri-Destro a Cattaneo, 2009, s. 23-34).

3.1.2 Systém zrcadlových neuronů u člověka

Studie založené na neinvazivním elektrofyziologickém a funkčním zobrazování mozku potvrdily existenci zrcadlového mechanismu u člověka (Rizzolatti a Craighero, 2004, s. 169-

189). Zrcadlový mechanismus je uspořádán do dvou hlavních kortikálních sítí. První je tvořena v parietálním laloku a v premotorické kůře, druhá v insulární oblasti a anteriorním cingulárním kortexu. Uvedené oblasti mají motorické funkce a těsně korespondují s oblastmi, které obsahují zrcadlové neurony u opic (Umiltá, Escola a Intskirveli, 2008, s. 2209-2213).

Premotorická i parietální oblast lidského zrcadlového systému vykazují somatotopické uspořádání (Buccino, Binkofski a Fink, 2004, s. 400-404). Při pozorování motorických úkonů, prováděných dolními nebo horními končetinami či ústy se aktivuje precentrální gyrus a pars opercularis v parietálním laloku ve směru medio-laterálním, stejně jako v klasickém modelu motorického homunkula (Umiltá, Escola a Intskirveli, 2008, s. 2209-2213).

4 Možnosti hodnocení přesnosti představy pohybu

Guillet a Collet (2005, s. 387-397) mezi metody hodnocení přesnosti představy pohybu popisuje behaviorální a neurofyziologické způsoby hodnocení. Mezi behaviorální a psychologické nástroje hodnocení patří psychologické testy a hodnocení mentální chronometrie. Tyto způsoby hodnocení jsou schopné prozradit individuální schopnost představy pohybu, ale bohužel neprozrazují informaci o přesnosti představy. Tento faktor bude zmiňován také v diskuzi. Dalším, častěji využívaným způsobem hodnocení úrovně imaginace je testování podle dotazníku Movement Imagery Questionare (dále MIQ) a podle jeho variací (Monsma et al., 2009, s. 2; Guillot a Collet, 2005, s. 387-397).

Podstoupit terapii s prvky představy pohybu je vhodné u jedinců, kteří jsou schopni generace představy pohybu (Gregg et al., 2007, s. 249-257). Aby bylo zjištěno, zda je jedinec schopen představy pohybu, využívá se dotazník Movement Imagery Questionnaire – Revised (dále MIQ-R) (Příloha 1, s. 90) od Hall a Martin (1997, in Loison et al., 2013, s. 158). Dotazník MIQ-R je dostatečně validní a reliabilní. MIQ-R obsahuje osm pohybových úkolů, z toho čtyři úkoly pro hodnocení představy kinestetické představy a čtyři pro hodnocení představy vizuální. Jedinec, který vyplní MIQ-R nejprve daný úkol reálně udělá a poté si úkol představí, a to jak kinesteticky, tak i vizuálně dle zadání. Poté je proband požádán o zhodnocení každého úkolu na škále od 1-7, jak snadná, nebo obtížná pro něj představa daného pohybu byla (Monsma et al., 2009, s. 2).

4.1 Využívané metody objektivizace mentální imaginace

Další možnost hodnocení představy pohybu je hodnocení prostřednictvím moderních zobrazovacích metod. Těmito metodami je možné určit neurální aktivitu mozku. Mezi hlavní užívané metody patří pozitronová emisní tomografie (dále PET) a funkční magnetická rezonance (dále fMRI) (Raichle a Mintun, 2006, s. 449-476). Obě tyto metody jsou zaměřeny na měření změny regionálního krevního průtoku (dále rCBF z anglického regional cerebral blood flow) v mozku. Fluktuace rCBF je spojena s neuronálními změnami aktivity. Využitím tohoto paradigmatu lze odečíst, jaké části mozku jsou více aktivní v testované situaci v porovnání s referenční situací. K možnému odhadu rCBF pomocí PET je nutné injekčně vpravit do těla označenou látku (běžně H_2O_{15}). Výhodou fMRI je, že není nutné aplikovat látku jako v případě PET. Signál z fMRI závisí na poměru mezi okysličenou a neokysličenou krví, jenž se mění v závislosti na rCBF (Poirel et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 18).

Data ze zobrazovacích metod jsou pro nás velmi důležitým důkazem, ale velkou nevýhodou těchto metod je nemožnost použití v neambulatorním prostředí (Guillet a Collet, 2005, s. 387-397)

4.2 Svalová aktivita během představy pohybu

Při představě pohybu se může objevovat periferní svalová aktivita. Jednou z prvních teorií vysvětlující účinek představy pohybu na sval je psychoneuromuskulární teorie, ve které autoři předpokládají, že při představě pohybu a během reálného pohybu dochází k aktivitě stejných svalů. Předpokládají, že jsou stimulována Golgiho šlachová tělíska, a proto generují neuromuskulární zpětnou vazbu (Guillet a Collet, 2005, s. 387-397). Zlepšení motoriky může být tedy dáno výsledkem těchto neuromuskulárních účinků a může představovat substrát pro následné usnadnění motorického výkonu prostřednictvím aktivovaných descendentních motorických drah. Další hypotézou je teorie, která tvrdí, že benefity představy pohybu neplynou pouze z periferní zpětné vazby, ale také díky změnám, které se odehrávají na úrovni CNS a autonomního nervového systému (dále ANS). Tyto efekty představy pohybu na sval je složité analyzovat a studii využívající povrchovou elektromyografii, byly při představě pohybu zjištěny nekonzistentní výsledky (Guillet a Collet, 2005, s. 387-397).

4.3 Hodnocení představy pohybu skrze reakci ANS

Prostřednictvím těchto metod je možné hodnotit individuální schopnost představy pohybu jedince. Tyto metody jsou založené na zaznamenávání informací z periferie, jako je reakce autonomního nervového systému (dále ANS). Efektory autonomního nervového systému jsou aktivovány představou pohybu a jejich aktivitu lze kontinuálně měřit neinvazivními sensory. Díky doloženým vztahům mezi fyziologickými odpověďmi a centrálními procesy v CNS a daty dokazující paralelu mezi záznamy z periferie a z CNS lze tvrdit, že můžeme využít jak data z CNS, tak data z periferie pro hodnocení kvality představy pohybu. Jinými slovy lze říct, že vyšší mozkové funkce je možné zkoumat skrze efektorovou aktivitu ANS. Centrální operace a plánování jsou paralelní s funkcí ANS, která reaguje, anticipuje a doprovází chování jedince, což představuje řízení nevědomými fyziologickými mechanismy. Podle Jeanneroda (1994, s. 187-202) je monitorování vegetativních funkcí při představě pohybu podnětnou cestou, jak hodnotit účinky představy pohybu. Vychází z toho, že reakce ANS nelze kontrolovat vůlí a nelze ji vědomě inhibovat, tudíž centrální vlivy na tento systém jsou velmi dobře zaznamenatelné na periferních efektoech. Vliv na ANS lze běžně hodnotit skrze několik kategorií měření. První z kategorií je elektrodermální kategorie, kdy se měří vodivost/odpor kůže a elektrický potenciál

kůže. Další kategorií, jak lze hodnotit představu pohybu je kategorie termo-vaskulární. Tuto kategorii tvoří záznamy krevního průtoku a teplota kůže. Jeannerod (1994, s. 187-202) popisuje také kardio-respirační kategorii, kdy se pozorují záznamy srdeční frekvence.

5 Představa pohybu a rehabilitace pohybových poruch

Kinestetická imaginace pohybu a vizuální imaginace pohybu byly dokázány jako efektivní rehabilitační metody (Nakano a Kodama, 2017, s. 13).

Pohybové poruchy jsou sdruženým příznakem nejen neurologických onemocnění. Obvykle jsou spojeny se sníženou úrovní funkční nezávislosti, a proto je důležité snížit motorický deficit co nejdříve a dosáhnout tak maximálního funkčního uzdravení. Pro obnovu motorické funkce pacienta se běžně využívají metody fyzioterapie. Stále větší pozornost se ale přikládá právě využití imaginace pohybu jako možnému prostředku, který může pomoci k uzdravení pacienta. Rozvoj neurovizualizačních metod zkoumajících neurální podklad nám ukazuje, že při imaginaci pohybu jsou aktivovány podobné arey v CNS, jako při samotné exekuci pohybu. Například pokusy hýbat postiženou končetinou v akutním stadiu postižení jsou spojeny s široce rozšířenou bilaterální aktivitou kortexu. K zotavení motorických funkcí po úrazu postihující CNS je nutná redistribuce aktivity motorických center a zotavení je závislé na zvýšené účinnosti zbývající neuronální sítě (Ward 2006, s. 30-35). Proto je aktivace motorických neuronálních sítí skrze imaginaci pohybu důležitá a může pomáhat k redistribuci neuronální aktivity, což vede ke zrychlení rehabilitace motoriky člověka. Jinými slovy imaginace může urychlit proces reparační neuroplasticity.

Dalšími výhodami uplatnění imaginace pohybu na poli rehabilitace člověka jsou praktické aspekty. Dochází ke snížení zatížení zdravotního systému v rámci zkrácené doby nutné péče o pacienta. Zkrácení doby hospitalizace je dáno zefektivněním a urychlením rehabilitace, ale je dáno také faktem, že představu pohybu může pacient absolvovat bezpečně doma bez nutné supervize zdravotnického pracovníka (Dijkerman et al. in Guillot a Collet, 2010, s. 127).

5.1 Využití představy pohybu u konkrétních poruch pohybového aparátu

5.1.1 Parkinsonova nemoc

Vytvoření a trénink představy pohybu zahrnuje aktivitu kortikálních a subkortikálních neuronálních sítí, které hrají svou roli v plánování a exekuci pohybu. Zvláštní význam pro tento příklad postižení CNS mají neuronální sítě sdílené basálními ganglii (dále BG) a striato-thalamo-kortiko-striatálními drahami, které jsou aktivovány během reálného pohybu, tak i během imaginace pohybu (Munzert et al., 2008, s. 437-444; Dickstein a Tamin in Guillot a Collet, 2010 s. 177). Protože přísun informací z BG je kritický pro normální funkci kortexu, nemoc postihující BG může ovlivňovat schopnost zapojení v představě pohybu a trénink

v představě. Obzvláště významný je fakt, že BG ovlivňují širokou oblast od kortexu, která zahrnuje presupplementární a premotorickou areu, dorzální prefrontální kortex a orbitofrontální kortex. Z povahy parkinsonovy nemoci (dále PN) tedy vyplývá několik otázek ohledně schopnosti vytvořit představu pohybu a aplikovat ji v tréninku motorických funkcí. Hlavní otázkou je, zda postižení jedinci jsou schopni efektivní představy pohybu a následného zlepšení motorického výstupu.

Studie formou systematic review (Caligiore et al., 2017, s. 220) tvrdí, že terapie skrze aktivní observaci pohybu zlepšují následný pacientův výkon a že simultánní pozorování a exekuce pohybu může facilitovat motorický výstup pacienta. Na druhou stranu nefiguruje shoda, že by stejný účinek měla představa pohybu z první osoby, tedy imaginace pohybu. Tremblay et al. (2008, s. 249-257) také uvádí, že u pacientu s PN po představě pohybu nedocházelo k typické facilitaci pohybu jako je tomu u zdravých jedinců. Nekongruence výsledků v jednotlivých studiích může být pravděpodobně dána díky diverzitě experimentálních podmínek a testovaných skupin, stejně tak stupněm a fází onemocnění.

Představy pohybu bylo u pacientů s PN využíváno také jako zkoumané veličiny pro zjištění patofyziologie zapojení řídicích center při chůzi (Peterson et al., 2014, s. 995-1005).

5.1.2 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (dále CMP) je lídrem mezi příčinami dlouhodobé disability. Díky závažným důsledkům CMP a narůstající incidenci případů CMP a přeživších je nutné efektivní rehabilitace pacientů s hemiparézou jako následku CMP. V posledních letech je často zmiňovaná terapie s využitím imaginace pohybu jako efektivní forma terapie snižující dopad spastické hemiparezy a zlepšující funkční zdatnost pacienta. Kritickým faktorem, který dává základ terapii s využitím imaginace pohybu je neuroplasticita CNS. Možnost plasticity odkazuje na schopnost CNS měnit svou funkci i strukturu v reakci na využívání a motorické učení (Page in Guillot a Collet, 2010 s. 145).

Dle současné literatury se využití představy pohybu, jako prvku rehabilitace se jeví jako účinné. Do současné doby byly provedeny studie, které potvrzují účinnost představy pohybu jak na horních a dolních končetinách, tak i v oblasti každodenních činností a dovedností (Carrasco a Cantalapedra, 2016, s. 43-52). Oostra et al. (2015, s. 208) uvádí, že využití představy pohybu je efektivní také u terapie chůze, kdy imaginace pohybu bylo kombinována s reálným motorickým tréninkem v porovnání s pouze motorickým tréninkem. Zároveň jsou studie, které přínos představy pohybu v rehabilitaci nevyvrací, ale zdůrazňují, že je potřeba

větší množství evidence a popisu přesného protokolu včetně dozování a časování terapie (Tong et al., 2017, s. 364-371; Braun et al., 2013., s. 1-20)

5.1.3 Bolestivé stavy

Existuje velké množství literatury zabývající se použitím a účinností představy pohybu v terapii bolestivých stavů (Daffada et al., 2015, s. 25-33). Pro představu pohybu je velmi důležitý předešlá sensorická zkušenost a sensorika jako taková. Díky některým studiím je nám známo, že v případě bolesti je sensorika insuficientní. Například u pacientů s komplexním regionálním bolestivým syndromem se uvádí, že tito nejsou schopni generovat představu pohybu, protože narušená sensorika ovlivňuje schopnost imaginace a plánování pohybu. Také u pacientů s chronickými bolestmi zad se objevují potíže s generováním představy pohybu, nebo k jejímu vyvolání potřebují více času (La touche et al., 2019, s. 227-235). Potíže s vygenerováním imaginace pohybu můžeme zajedno přičítat sensorické deprivaci, ale také k jevu, který popisují některé studie, a to ke kortikální reorganizaci. Ke kortikální reorganizaci dochází buď zraněním, nebo dlouhodobou stimulací (Flor, 2003, p. 66; Hotz-Boendermaker, 2016, p. 667-673). Kortikální reorganizace je funkční změna, která není ireverzibilní a je ji možno změnit vhodným specifickým motorickým tréninkem (Sharma et al., 2012, p. 328). Pokud vycházíme z předešlých předpokladů o účinku imaginace na neuroplasticitu, lze tvrdit, že tyto kortikální změny lze pozitivně ovlivnit využitím imaginace pohybu společně s analgetickou léčbou, aby došlo ke snížení bolestivého sensorického vstupu, tudíž aby sensorika nebyla insuficientní (De Souza et al., 2015, s. 56-61)

5.2 Využití představy pohybu u sportovců

Sportovci často využívají představu pohybu. Cílů, kterých tím chtějí dosáhnout je několik. První cíl je snaha o motorické učení, či zlepšení výkonu. Dalším cílem může být zvýšení motivace, sebejistoty a odstranění úzkosti. Třetím cílem, který lze určit je určení vhodné strategie a řešení nadcházejícího problému. Čtvrtým cílem je využití představy pohybu v rehabilitaci zranění. K dosažení zmíněných cílů může být generováno více typů představy, včetně interních nebo externích perspektiv představy pohybu, jakož i kinestetických, taktilních, zvukových nebo i čichových představ. Požadovaným konečným cílem je zkombinovat zmíněné druhy představ do podoby multimodální kompletní reprezentace pohybu, se stále možným zaměřením se na určitý druh představy (Guillot a Collet, 2008, s. 31-44).

Aby byla představa pohybu u sportovců efektivní, měla by být postavena na pozitivní představě, to znamená představa úspěšně provedeného pohybu (Nordin a Cumming, 2005, s. 1-

17). Navzdory tomu, že negativní představa pohybu může mít nepříznivý dopad na motorický výkon, tak je sportovci běžně uváděno, že ji využívají. V některých případech může být negativní představa pohybu úmyslná, kdy si sportovec představuje špatný scénář událostí a následnou vhodnou reakci na něj (Guillot a Collet, 2008, s. 31-44).

Pozitivní vliv představy pohybu dokazuje také studie od Gildea et al. (2015, s. 1665-1671), kde autoři hodnotili mechanické vlastnosti trupu u profesionálních baletek, s a bez low back pain. Sekundárním cílem studie bylo hodnotit případný efekt představy pohybu. Autoři zjistili že představa pohybu má kapacitu na to, příznivě modulovat pohybové chování testovaných jedinců.

6 Hrubá motorika

Je definována posturální a lokomoční motorikou. Posturální motorika má za úkol zaujmout pozici člověka v prostředí a udržet ji proti působení vnitřních a vnějších sil (Kolář, 2009, s. 38-39). Končetiny v kooperaci s osovým orgánem provádí lokomoční motoriku. Dle Věleho (2006, s. 98-103) fungují posturální a lokomoční motorika jako antagonisté, ale zároveň by jeden systém bez druhého nemohl fungovat. Lokomoce jako taková znamená přesun všech segmentů v prostoru, z bodu A do bodu B. Přirozeným způsobem lokomoce je chůze, ale také různé způsoby běhu (Vyskotová, 2013, s. 68). Aby byl jedinec schopen chůze, musí se nejdříve vzpřímit ze sedu. Z toho vyplývá že přesun ze sedu do stoje (anglicky sit to stand) je důležitým prvkem patřící do aktivit denního života (dále ADL z anglického activities of daily living) a jedinec se bez něho jen těžko obejde. Sit to Stand je dovednost, která pomáhá určit funkční úroveň člověka a je důležitým determinantem nezávislosti fitness člověka (Janssen et al., 2002, s. 866)

6.1 Sit to Stand test

Roebroek et al. (1994, s. 235-244) popsal Sit to Stand test jako pohyb centre of mass (dále CoM) směrem vzhůru z pozice v sedě, do pozice ve stoje a to bez ztráty rovnováhy. Podobně Vander Linden (1994, s. 653-660) dodal, že je to pohyb vyžadující přesunu CoM ze stabilní pozice do pozice méně stabilní přes extendované dolní končetiny. Galli et al. (2008) uvádí, že STS vyžaduje dovednosti, jako je koordinace mezi trupem a dolními končetinami, svalovou sílu, kontrolu rovnováhy a stability. Pro lidské tělo je zvednutí se z pozice v sedě výraznou výzvou, a to hlavně z důvodu vysokých požadavků na m. quadriceps femoris (dále QF) a na efektivní práci s těžištěm. Vysoké nároky na QF při Sit to Stand testu lze popsat ve dvou rovinách: První rovinou jsou nároky na silnou koncentrickou kontrakci tak, aby sval vytvořil dostatečný koncentrický moment síly, který je schopný extendovat kolenní kloub proti kombinovanému efektu gravitace a tělesné váhy. Druhou rovinou je nutnost překonání antagonistické akce hamstringů, která se objevuje v rámci Lombardova paradoxu při zvedání se ze židle (Selfe et al. In Richards, 2018, s. 242).

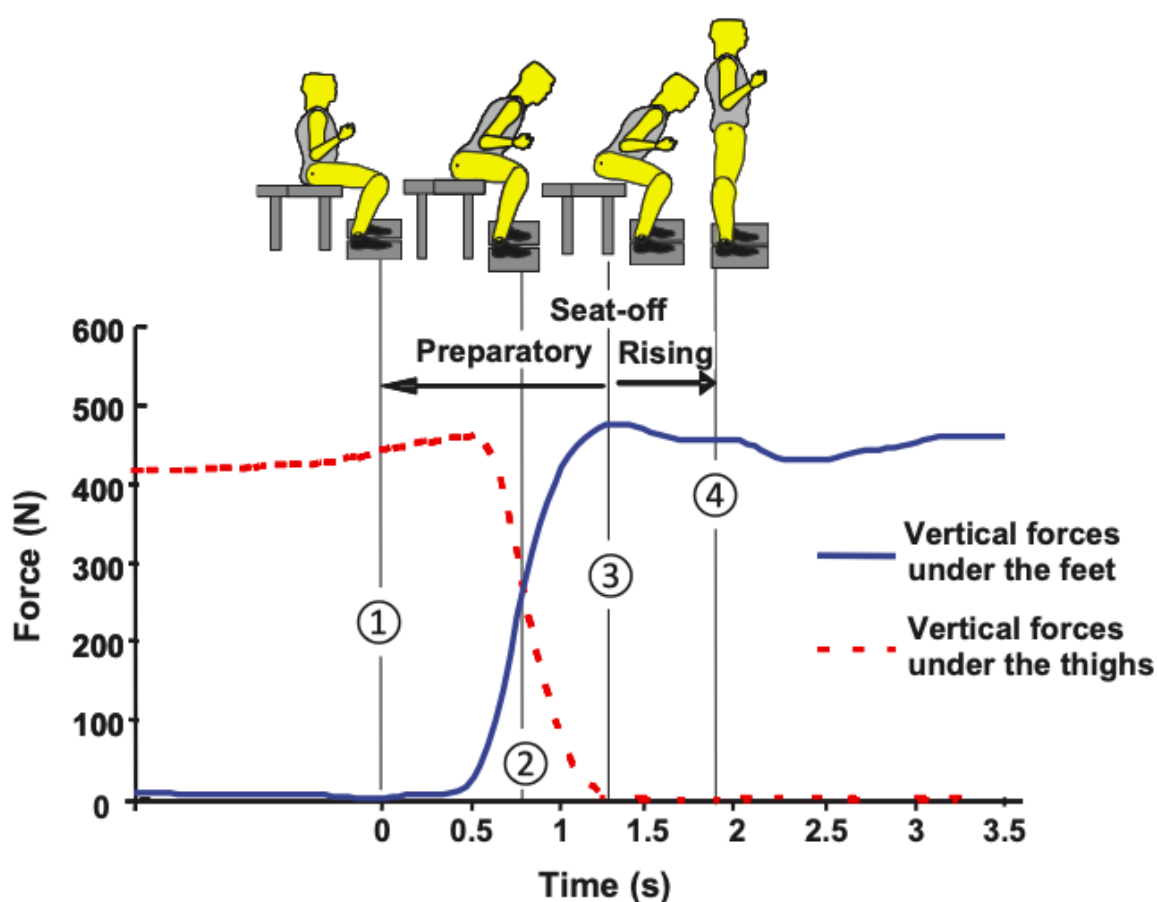
Schenkman et al. (1996, s. 153-158) popisují tři fáze zvedání do stoje:

- 1) Počáteční fáze, sloužící k vygenerování hybnosti horní části těla. CoM se predominantně přesunuje dopředu horizontálně. Fáze končí těsně před tím, než stehna ztratí kontakt s židlí.
- 2) Translační fáze – začíná ztrátou kontaktu stehna s židlí. Hybnost z horní části těla se přesouvá do celého těla a pohyb CoM se přesouvá z horizontály do vertikály.

Pohyb CoM anteriorně přibližuje k centre of pressure (dále CoP) a dosahuje se quasi-statické stabilní pozice.

- 3) Extenční fáze – probíhá vertikální vzestup celého těla a končí, jakmile je dosaženo nulové úhlové rychlosti kyčelních kloubů (Boukadida et al., 2015, s. 2).

Jiní autoři zjednodušují popis STS rozdělením do dvou fází: První fází je přípravná fáze definována nástupem sil působících pod stehny v antero – posteriorním směru a trvá, dokud nedojde ke zvednutí stehen nad podložku. Druhá fáze je zvedání, nebo extenční fáze, která trvá, dokud pohyb CoM není na nule (Obrázek 1, s. 25) (Roebroek et al., 1994, s. 235-244; Hirschfeld et al., 1999, s. 3021-3029; Mazza et al., 2006, s. 635-641).



Obrázek 1 Fáze STS (Boukadida et al., 2015, s. 25)

6.1.1 Pohyb kloubů dolní končetiny při STS

Kotník je v počáteční fázi v mírné dorziflexi, což ale může být variabilní v závislosti na počáteční pozici chodidel. Poté se kotník pohybuje do výraznější dorziflexe a jakmile subjekt ztrácí kontakt se židlí, kotník se vrátí zpět do neutrálního postavení.

Kolenní kloub je v počáteční fázi v 90° flexi. Poté, následující pohybu trupu do flexe se kolenní kloub extenduje plynule do plné extenze.

Kyčelní kloub je v počátku flektován v 90° stupních. Poté následuje okamžitý pohyb do flexe v závislosti na pohybujícím se trupu přes dolní končetiny. V přibližně stejný moment jako dochází k extenzi kolenních kloubů, dochází k extenzi kyčelních kloubů až dojde k plnému napřímení (Selfe et al. in Richards, 2018, s. 242).

7 Možnosti hodnocení motoriky

Existuje mnoho výzkumných metod, jak hodnotit účinek různých modalit na pohyb člověka. Mezi výzkumné metody můžeme řadit kinematickou analýzu, goniometrii, akcelerometrii, metodu kinematografickou a mnohé další, mezi které patří také hodnocení svalové aktivity pomocí elektromyografie a úhlové rychlosti pomocí gyroskopů (Janura a Zahálka, 2004, s. 24)

Další možností hodnocení motoriky člověka mohou být klinické testy. Výhodou klinických testů je, že jsou neinvazivní a přímé. V této práci bude popsán pouze námi využitý Sit To Stand test jakožto zástupce hrubé motoriky jedince.

7.1 Elektromyografické hodnocení

Elektromyografie je metoda běžně používaná pro vyšetření svalové aktivity a funkce. Existují dva hlavní způsoby měření EMG. Povrchová elektromyografie a intramuskulární EMG. V našem případě byla využívána povrchová elektromyografie. Pro sběr kvalitních dat a pro následovné hodnocení je důležité zachování protokolu zahrnujícího přípravu pokožky (viz. kapitola *Metodika*) a následná úprava signálu (Contessa et al. in Richards, 2018, 208–230).

U povrchového EMG se pásmo frekvence pohybuje mezi 20 a 450 Hz. Je známo, že EMG signál nemá téměř žádnou energii při frekvencích vyšších než 450 Hz. A při frekvencích nižších než 20 Hz se mohou do signálu projevovat baseline noise a pohybové artefakty, které značně komplikují následnou interpretaci signálu a mohou zkreslovat data. Z tohoto důvodu je dobré znát faktory, které mohou ovlivnit kvalitu EMG signálu (Contessa et al. in Richards, 2018, s. 217-221, De Luca et al., 2010, s. 1573-1579).

7.1.1 Faktory ovlivňující kvalitu signálu

Jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňující charakter EMG signálu je umístění elektrody a její orientace na svalu. Tím důvodem jsou a) měkké tkáně mezi svalem a detekční plochou elektrody, který tvoří odpor propagaci elektrického napětí a tvoří filtr b) umístění je důležité kvůli eliminaci crosstalk signálů, což jsou signály svalů jiných, než o které máme zájem. Dalším velmi důležitým faktorem ovlivňující kvalitu signálu a následných dat je kvalita kontaktu elektroda – kůže. Pokud je kontakt nekvalitní, dochází k tzv. baseline noise. Tento baseline noise je možné zredukovat nastavením funkce Remove mean (DC offset) při zpracování dat. Velmi důležitým preventivním aspektem pro snížení baseline noise, je efektivní příprava kůže, tedy zajistit kvalitní připevnění sensoru na kůži (Contessa et al. in Richards, 2018, s. 217-221) To zahrnuje odstranění povrchové vrstvy mrtvých kožních buněk. Dle osobního sdělení prof. Jima Richardse (profesor biomechaniky, University of Central Lancashire, Spojené Království)

dne 30. červenec, 2019 je odstranění mrtvých buněk nejlepší provést vatovým tamponem navlhčeným alkoholovým čističem, kterým dosáhneme i dostatečné hrubosti kůže a není vždy nutné využívat abrazivní pastu.

Dalším prvkem, který může učinit signál i data bezcennými, jsou pohybové artefakty, které jsou způsobené relativním pohybem sensorů vzhledem ke kůži. Takovýto artefakt obvykle kontaminuje signál o nízkých frekvencích a často vede k milné interpretaci signálu. Tyto artefakty mohou být dobře minimalizovány při použití vhodného high-pass filtru (De Luca et al., 2010, s. 1573-1579).

Popis použitých metod pro zpracování EMG dat je popsán v kapitole *Metodika: Zpracování dat*.

7.2 Hodnocení úhlové rychlosti

Úhlová rychlost je rychlost změny úhlového posunu nebo rychlost, při které je dosažen určitý úhel (Selfie et al. In Richards, 2018, s. 241-272). Díky úhlové rychlosti je možné určovat orientaci končetin nebo segmentu v prostoru, a také jak tvrdí Richards et al. (2003, s. 565-571), hodnocení úhlové rychlosti na dolní končetině při funkčním pohybu je sensitivní, objektivní metodou. Úhlová rychlost nám zároveň zvyšuje výpovědní hodnotu dat získaných pomocí EMG, jelikož pouze z EMG dat není možné zjistit, zda je kontrakce isometrická, koncetrická, nebo excentrická. Pouze z EMG dat není možné zjistit, jaký vliv měla svalová kontrakce na pohybový segment, nebo zda svalová kontrakce nebyla reakcí na posturální výchylku. Proto je vhodné EMG spojit s hodnocením veličin časoprostorových (Cole a Lindley, 2018). Z tohoto důvodu bylo v naší práci přistoupeno také k hodnocení časoprostorové veličiny, úhlové rychlosti stejně jako doporučuje Herrington et al. (2005, s. 604-607); Richards et al. (2003 s. 565-571).

7.3 Trigno IM sensor

Trigno IM Sensor (Delsys®, Boston, USA) je velmi výkonný sensor, který má vědeckou podporu, plní přísné standardy vědecké komunity a je verifikovaný recenzovanými publikacemi (Hughes et al., 2019, s. 156-164; Jalloul, 2018, s. 249-253; Cole a Lindley, 2018). Vzdálenost mezi elektrodami je optimálně zvolena, aby byl maximálně redukován crosstalk a úzký kontakt elektrod s kůží snižuje pohybové artefakty bez nutnosti přídavných gelů. IMU přidává další modalitu, které pomáhají dalšímu vhledu do problematiky analýzy pohybu. Trigno IM Sensor (Delsys®, Boston, USA) spojuje plnohodnotné EMG s dalšími devíti kanály z IMU (Inertial measurment units) – tříosí akcelerometr, tříosí gyroskop a tříosí magnetometr. IMU přidává

další modality, které pomáhají dalšímu vhledu do problematiky analýzy pohybu. Prostřednictvím Trigno IM Sensoru (Delsys®, Boston, USA) je možné kombinovat měřené komponenty a určovat účinky svalů na segment a změnu pozice segmentu v prostoru. Jelikož sensor váží pouze 15 gramů, téměř neomezuje probandy v přirozeném pohybu. Dalšími výhodami Trigno IM sensorů (Delsys®, Boston, USA) je schopnost integrovat se do existujících softwarových zařízení, jednoduchost použití a přesnost (Grimm a Bolink, 2016, s. 112-116).

8 Cíle a hypotézy práce

8.1 Cíle práce

Cílem práce bylo zhodnotit vliv představy pohybu na úhlovou rychlost a svalovou činnost během hrubé motoriky a rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou a věkovými skupinami u zdravých jedinců.

8.2 Hypotézy

S ohledem k cílům této práce jsme stanovili tyto hypotézy:

- H10 Rozsah úhlové rychlosti femuru se po představě pohybu nebude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu.
- H1A Rozsah úhlové rychlosti femuru se po představě pohybu bude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu.

- H20 Integrovaný signál EMG m. rectus femoris se po představě pohybu nebude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu
- H2A Integrovaný signál EMG m. rectus femoris se po představě pohybu bude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu

- H30 Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se nebude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu.
- H3A Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se bude po představě pohybu signifikantně lišit než před představou pohybu.

- H40 Poměr maximálního EMG signálu koncentrické kontrakce k excentrické kontrakci m. rectus femoris se nebude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu.
- H4A Poměr maximálního EMG signálu koncentrické kontrakce k excentrické kontrakci m. rectus femoris se bude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu.

- H50 Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se nebude signifikantně lišit mezi věkovou skupinou 20-40 let a skupinou 40–60 let.

- H5A Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se bude signifikantně lišit mezi věkovou skupinou 20-40 let a skupinou 40–60 let.
- H60 Pozorovaná hodnota EMG signálu se nebude signifikantně lišit mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.
- H6A Pozorovaná hodnota EMG signálu se bude signifikantně lišit mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

9 METODIKA

9.1 Subjekty

Do souboru bylo zařazeno celkem 42 zdravých jedinců ve věku 20-60 let jejichž průměrný věk (\pm SD) byl 35,2 let (\pm 14,3 let). Kritériem pro zařazení do souboru bylo splnění podmínky vyloučení úrazu pohybového aparátu, neurologického a ortopedického nálezu či bolesti, které by mohlo znemožnit či omezit měření. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o průběhu měření (Příloha 2, s. 93). Současně měli všichni probandi dobrou motorickou představivost (hodnoceno MIQ-R (Příloha 1, s. 90)). Při měření bylo snahou zajistit klidné prostředí se stálou teplotou. Realizace experimentu byla schválena Etickou komisí FZV UP.

Probandi byli rozděleni do dvou věkových skupin. První byla skupina 20-40 let (age_band 1) o počtu 24 subjektů, kde průměrný věk byl 23,5 let (\pm 0,9). Druhou skupinou byla skupina se subjekty ve věku 40-60 let, kde průměrný věk byl 47,6 (\pm 6) (age_band 2). V této skupině bylo 18 subjektů.

9.2 Průběh měření

9.2.1 Hodnocení kvality motorické představivosti

Po příchodu do laboratoře byli všichni probandi požádáni o vyplnění dotazníku o představě pohybu MIQ-R (příloha 1, s. 90), jehož výsledek slouží k určení podobnosti představy měřených subjektů a jako kritérium pro zařazení do studie. Pro informaci o kvalitě představy byli probandi rovněž požádáni během měření o subjektivní hodnocení každé představy na škále od 1 do 5, kdy 1 = velmi obtížně a 5 = velmi snadno.

9.2.2 Příprava probandů před měřením

Svalová bříska vybraných svalů byla nejdříve palpačně ozřejmána při izometrické kontrakci svalů. Poté byl očištěn kožní kryt nad jednotlivými svalovými bříškami vatovým tamponem napuštěným alkoholovým čističem, což zajistilo dostatečnou přilnavost elektrod. Následně na ošetřené místo na svalu byl paralelně se svalovými vlákny uchycen telemetrický Trigno IM Sensor (Delsys®, Boston, USA), kdy orientační šipka na elektrodě vždy směřovala kraniálně.

9.2.3 Příprava pro elektromyografické hodnocení a hodnocení úhlové rychlosti

Pro snímání dat o pohybu byly využity sensory Trigno IM Sensor. Pro naše účely byly využity hodnoty EMG a gyroskopů, kdy data byli zaznamenávány pomocí softwaru EMGworks®Acquisition.

Svalová aktivita byla sledována sensory umístěnými na následujících svalech: m. rectus femoris dx. (dále R RF) a m. rectus femoris sin. (dále L RF).

Další sensory, určené pro snímání úhlové rychlosti, byly umístěny na femuru. Tyto sensory byly umístěny na laterální straně stehen v oblasti femuru v distální třetině v místě, kde je nejméně měkkých tkání (Příloha 4, s. 95).

9.2.4 Realizování „Sit To Stand“ testu

Počáteční pozicí pro všechna testování, byl sed na židli s nohama na šířku pánve a pod úroveň kolenního kloubu a testovaný jedinec měl volně položené ruce na stehnech. Postavení dolních končetin na zemi se během jednotlivých měření neměnilo. Před vlastním měřením byli jedinci seznámeni s charakteristikami Sit to Stand testu. Probandi byli vyzváni, aby měli během měření otevřené oči a sledovali bílou zeď před nimi.

Protokol pro měření měl čtyři části:

- 1) Část, kdy byla testována kvalita snímaného signálu. Sloužila především pro případnou úpravu probanda, či elektrod pro maximální kvalitu snímaného signálu.
- 2) Proband byl naváděn, aby provedl 10x zvednutí se ze židle z výšky 50 centimetrů od země do stoje, kdy po každém opakování byla cca půlsekundová pauza sloužící pro následnou diferenciaci signálu, pro zpracování dat. Počet opakování počítala obsluha softwaru, kdy probandi dostali informaci vždy při pátém a desátém opakování.
- 3) Proband byl naváděn, aby sledoval bílou zeď před sebou a prováděl imaginaci zvednutí se ze židle do stoje a zpět v počtu deseti opakování. Po desátém opakování proband ohlásil desátou repetici.
- 4) Proband opakoval reálné provedení úkonu zvednutí se ze židle – viz 2) bod.

Sensory nebyli mezi jednotlivými částmi odebrány z povrchu kůže a každá část experimentu začínala zvukovým povel, který indikoval, kdy může proband začít provádět daný úkon.

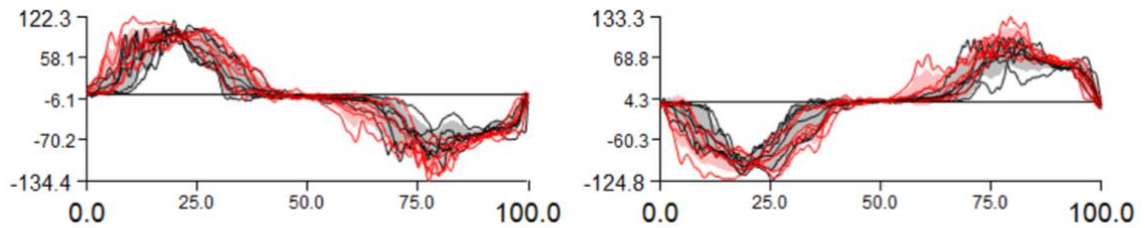
9.3 Zpracování dat

Ze softwaru EMGworks®Acquisition byla data převedena z formátu .hpf do formátu .c3d pomocí Delsys File Utility (Delsys®, Boston, USA). Složka každého probanda obsahovala dva soubory: Soubor PRE, který vyjadřoval data naměřené před imaginací, a soubor POST, který vyjadřoval data naměřené po imaginaci. Poté bylo možné data ve formátu .c3d zpracovat v programu Visual3D v6 Professional (C-motion Inc.®, Germantown, USA) (dále V3D).

Výchozí informací, dle které se určoval začátek a konec každého opakování, byl graf signálu z gyroskopů, znázorňující úhlovou rychlost femuru v ose Z (Obrázek 2, s. 35). Začátek a konec pohybu byl dán bodem, který protínal osu, která udává nulovou úhlovou rychlost. Podle této informace byli takzvanými event labels označeny začátky jednotlivých repetici STS testu. Dále byla ve V3D vypočítána průměrná hodnota z opakující se sekvence, která byla označena event labels u všech vybraných naměřených veličin: EMG: L RF, R RF a údaje z gyroskopů na umístěných na laterální straně femuru. Tyto údaje znázorňovaly úhlovou rychlost v ose Z, v sagitální rovině. EMG signál dále prošel filtrací, kdy byla použita funkce Remove Mean (DC offset) – sloužící k redukci baseline noise, High-Pass filter s cut off frekvencí 20 Hz – sloužící k utlumení signálu případných pohybových artefaktů Rectification, což je funkce, která bere absolutní hodnotu EMG signálu, takže jsou negativní hodnoty transformovány na hodnoty pozitivní. Následovně byl použit Low-Pass filter s cut off frekvencí 15 Hz – tlumící artefakty vznikající působením okolního elektromagnetického pole (De Luca et al., 2010, s. 1773-1579). Takto upravená EMG data se společně daty z gyroskopů exportovala do programu Microsoft Office Excel. EMG data v mV a data z gyroskopů v st/s. Dále jsme přistoupili k normalizaci EMG dat, kdy jsme normalizovali vždy vůči maximální pozorované hodnotě u daného probanda, čímž bylo zároveň dosaženo toho, že hodnoty EMG nabyly charakteru bezrozměrné veličiny (Contessa et al. in Richards, 2018, s. 217-221).

Pro statistickou analýzu EMG dat byli vybrány 1) hodnoty udávající maximální hodnoty daného svalu. Tyto data podstoupila kompletní úpravu elektromyografického signálu. Tyto hodnoty jsme pro naše účely rozdělili na maximum koncentrické fáze a maximum excentrické fáze. 2) Hodnoty udávající plochu pod křivkou – integrální hodnotu, tedy celou práci, kterou sval musel vykonat (uváděné jako iEMG). Tyto data nepodstoupila poslední část úpravy, aby nedošlo ke ztrátě určité části dat a výpovědní hodnota byla lepší. Dále byl vytvořen poměr maximální koncentrická/maximální excentrická kontrakce m. rectus femoris. Pro statistickou analýzu úhlové rychlosti byla vybrána úhlová rychlost extenze femuru – fáze Sit to Stand, úhlová rychlost flexe femuru – fáze Stand to Sit a celkový rozsah úhlové rychlosti, tedy rozdíl nejnižší a nejvyšší dosažené úhlové rychlosti. Dále byl vytvořen poměr úhlová rychlost extenze/úhlová rychlost flexe.

Všechna data byla rozdělena pro dominantní a nedominantní dolní končetinu.



Obrázek 2 Grafické znázornění údajů z gyroskopů programu Visual3D v6 Professional (C-motion Inc.®, Germantown, USA) dle event labels pro 10 repetice Sit to Stand testu. Vlevo levá dolní končetina, vpravo pravá dolní končetina. Černě před představou pohybu, červeně po představě pohybu. Sensory byly umístěny na laterální straně femuru

9.4 Statistická analýza dat

Pro statistické zpracování dat byl využit program IBM SPSS Statistics for Windows®, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp., kde bylo použito měření Mixed models ANOVA na hladině významnosti $p < 0,05$.

10 Výsledky

V tabulce 1 (s. 37) jsou zobrazeny výsledky měření z pohledu průměru a směrodatné odchylky se zvýrazněnými signifikantními změnami. V tabulce 2 (s. 38) jsou zobrazeny výsledky post hoc testu pro hodnoty, u kterých byla zjištěna signifikantní změna u alespoň jednoho z parametrů.

Tabulka 1 Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky získané Mixed Methods ANOVA

Parametry	pre/post	age_band1		age_band2	
		ND	D	ND	D
		Průměr (SD)			
Úhlová rychlost extenze femur	pre	103,5 (21,3)	107,5 (21,2)	105,061 (29,13)	106,68 (27,59)
	post	108,1 (23,1)	110,6 (23,1)	107,10 (25,45)	109,54 (25,12)
Úhlová rychlost flexe femuru	pre	100,4 (28,2)	101,1 (24,9)	104,40 (27,09)	101,61 (27,24)
	post	106,4 (26,0)	107,0 (25,6)	110,38 (27,77)	109,56 (24,44)
Rozsah úhlové rychlosti femuru	pre	203,8 (47,8)	208,6 (45,3)	209,45 (54,80)	208,29 (53,26)
	post	214,5 (48,2)	217,6 (47,8)	217,47 (51,77)	219,10 (48,31)
m. rectus femoris iEMG ‡	pre	0,766 (0,15)	0,816 (0,12)	0,706 (0,23)	0,717 (0,21)
	post	0,705 (0,15)	0,769 (0,10)	0,648 (0,20)	0,701 (0,67)
m. rectus femoris koncentrický mEMG ‡	pre	0,405 (0,18)	0,449 (0,16)	0,361 (0,16)	0,363 (0,16)
	post	0,364 (0,16)	0,420 (0,12)	0,320 (0,15)	0,339 (0,18)
m. rectus femoris excentrický mEMG ‡	pre	0,366 (0,16)	0,361 (0,13)	0,256 (0,13)	0,299 (0,13)
	post	0,315 (0,15)	0,354 (0,14)	0,252 (0,11)	0,313 (0,12)
Poměr úhlové rychlosti extenze/flexe femuru *‡	pre	1,056 (0,13)	1,078 (0,10)	1,010 (0,12)	1,058 (0,12)
	post	1,025 (0,09)	1,044 (0,09)	0,983 (0,11)	1,006 (0,11)
Poměr koncentrické/excentrické kontrakce (mEMG) RF	pre	1,195 (0,44)	1,296 (0,37)	1,544 (0,77)	1,174 (0,56)
	post	1,211 (0,32)	1,345(0,58)	1,494 (1,00)	0,725 (0,61)

Legenda: PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí, ND – nedominantní dolní končetina, D – dominantní dolní končetina, age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60 let, RF - m. rectus femoris, iEMG – integrovaná hodnota EMG, mEMG – maximální/peak hodnota EMG

* signifikantní rozdíl mezi měřeními před a po intervencí představou pohybu

† signifikantní rozdíl nedominantní a dominantní končetinou

‡ signifikantní rozdíl mezi věkovými skupinami

Tabulka 2 Post hoc párové srovnání signifikantních účinků

Parametry	MD	<i>P-value</i>	CI of the difference
age_band 1 vs. age_band 2 RF iEMG	0,066	0,046	0,001 - 0,131
age_band 1 vs. age_band 2 RF MAX1	0,065	0,013	0,014 - 0,116
age_band 1 vs. age_band 2 RF MAX2	0,067	0,003	0,022 - 0,111
age_band 1 vs. age_band 2 EXT_FLX ratio	0,036	0,028	0,004 - 0,069
Pre vs Post EXT_FLX ratio	0,036	0,03	0,003 - 0,069

Legenda: MD – mean difference (průměrný rozdíl), P-value – hladina signifikance, CI of the difference – Confidence interval of difference of means (konfidenční interval), age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60 let, PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí, EXT – extenze, FLX – flexe, RF - m. rectus femoris, iEMG – integrované EMG, MAX1 – EMG peak koncentrické fáze Sit to Stand testu, MAX2 – EMG peak excentrické fáze Sit to Stand testu

10.1 Stanovené hypotézy v kontextu statistického vyhodnocení

Hypotézu **H1₀** „Rozsah úhlové rychlosti femuru se po představě pohybu nebude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ nelze zamítnout.

Hypotézu **H1_A** „Rozsah úhlové rychlosti femuru se po představě pohybu bude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ zamítáme, protože rozdíl mezi hodnotami před intervencí a po intervenci není signifikantní.

Hypotézu **H2₀** „Integrovaný signál EMG m. rectus femoris se po představě pohybu nebude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ nelze zamítnout.

Hypotézu **H2_A** „Integrovaný signál EMG m. rectus femoris se po představě pohybu bude signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ zamítáme, protože rozdíl mezi hodnotami před intervencí a po intervenci není signifikantní.

Hypotézu **H3₀** „Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se nebude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ zamítáme.

Hypotézu **H3_A** „Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se bude po představě pohybu signifikantně lišit než před představou pohybu“ nelze zamítnout, protože rozdíl mezi hodnotami před intervencí a po intervenci je signifikantní ($p=0,05$).

Hypotézu **H4₀** „Poměr maximálního EMG signálu koncentrické kontrakce k excentrické kontrakci m. rectus femoris se nebude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ nelze zamítnout.

Hypotézu **H4_A** „Poměr maximálního EMG signálu koncentrické kontrakce k excentrické kontrakci m. rectus femoris se bude po představě pohybu signifikantně lišit v porovnání před představou pohybu“ zamítáme, protože rozdíl mezi hodnotami před intervencí a po intervenci není signifikantní.

Hypotézu **H5₀** „*Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se nebude signifikantně lišit mezi věkovou skupinou 20-40 let a skupinou 40–60 let*“ zamítáme.

Hypotézu **H5_A** „*Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru se bude signifikantně lišit mezi věkovou skupinou 20-40 let a skupinou 40–60 let*“ nelze zamítnout, protože rozdíl mezi věkovými skupinami byl signifikantní ($p=0,03$).

Hypotézu **H6₀** „*Pozorované hodnoty EMG signálu se nebudou signifikantně lišit mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou*“ nelze zamítnout.

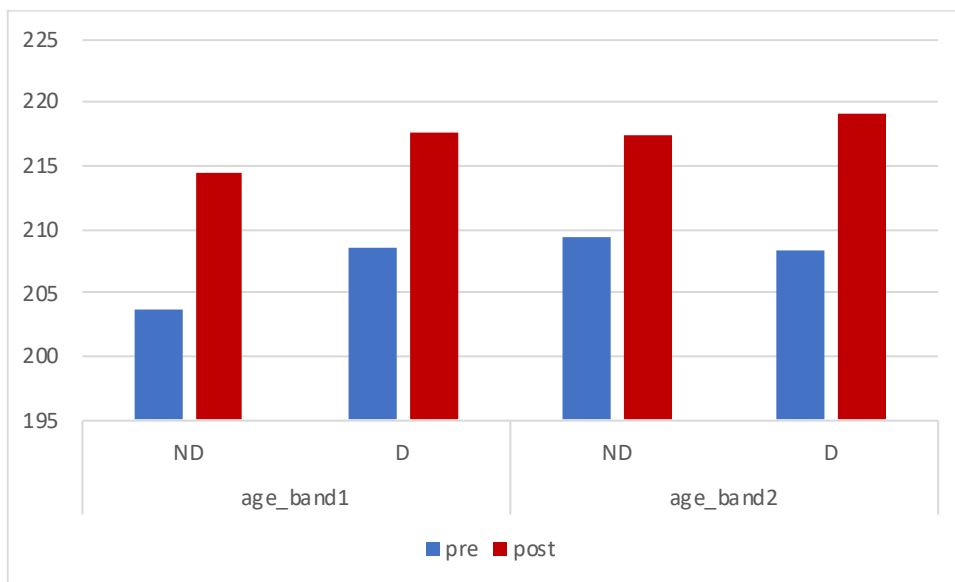
Hypotézu **H6_A** „*Pozorovaná hodnota EMG signálu se bude signifikantně lišit mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou*“ lze zamítnout, protože rozdíl mezi nedominantní a dominantní dolní končetinou není signifikantní.

Na grafu 1 (s. 41) lze vidět rozsah úhlové rychlosti femuru během Sit to Stand testu, a to před představou pohybu (PRE) a po představě pohybu (POST) na dominantní dolní končetině (D), na nedominantní dolní končetině (ND), ve věkové skupině 20-40 let (age_band1) a ve věkové skupině 40-60 let (age_band2). Změny nebyly signifikantní.

Na grafu 2 (s. 41) můžeme vidět integrovaný EMG signál (iEMG; odvedenou práci svalu po dobu měření) Sit to Stand testu, a to před představou pohybu (PRE) a po představě pohybu (POST) na dominantní dolní končetině (D), na nedominantní dolní končetině (ND), ve věkové skupině 20-40 let (age_band1) a ve věkové skupině 40-60 let (age_band2). Pozorované změny nebyly signifikantní.

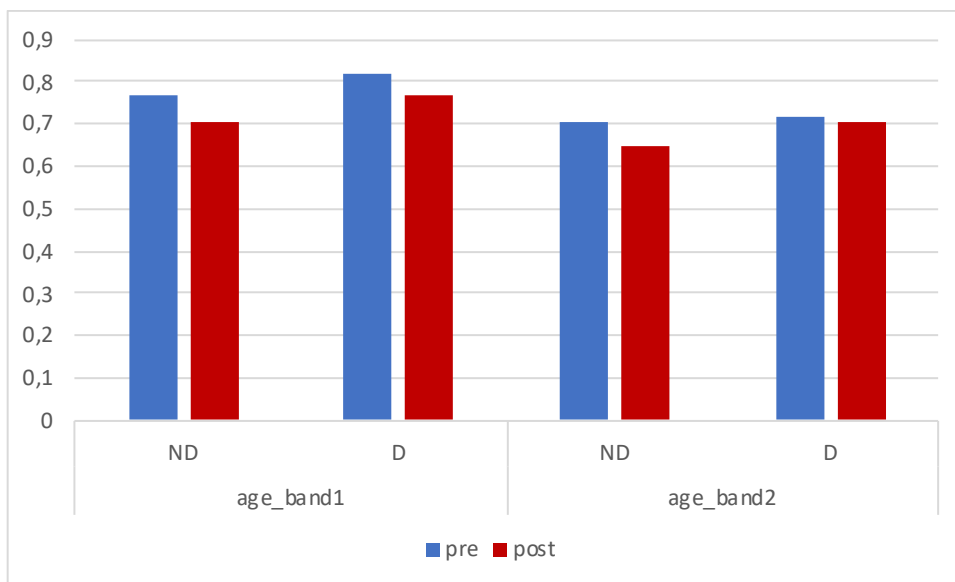
Na grafu 3 (s. 42) můžeme vidět poměr úhlové rychlosti extenze k úhlové rychlosti flexe femuru, během Sit to Stand testu, a to před představou pohybu (PRE) a po představě pohybu (POST) na dominantní dolní končetině (D), na nedominantní dolní končetině (ND), ve věkové skupině 20-40 let (age_band1) a ve věkové skupině 40-60 let (age_band2). Signifikantní byl rozdíl mezi hodnotami před představou pohybu (PRE) a hodnotami po představě pohybu (POST) a rozdíl mezi věkovými skupinami, kdy se signifikantně snížil poměr u věkové skupiny 40-60 let (age_band2) v porovnání s věkovou skupinou 20-40 let (age_band1).

Na grafu 4 (s. 42) lze vidět poměr maximálního EMG signálu koncentrické a excentrické kontrakce m. rectus femoris během Sit to Stand testu, a to před představou pohybu (PRE) a po představě pohybu (POST) na dominantní dolní končetině (D), na nedominantní dolní končetině (ND), ve věkové skupině 20-40 let (age_band1) a ve věkové skupině 40-60 let (age_band2). Změny nebyly signifikantní.



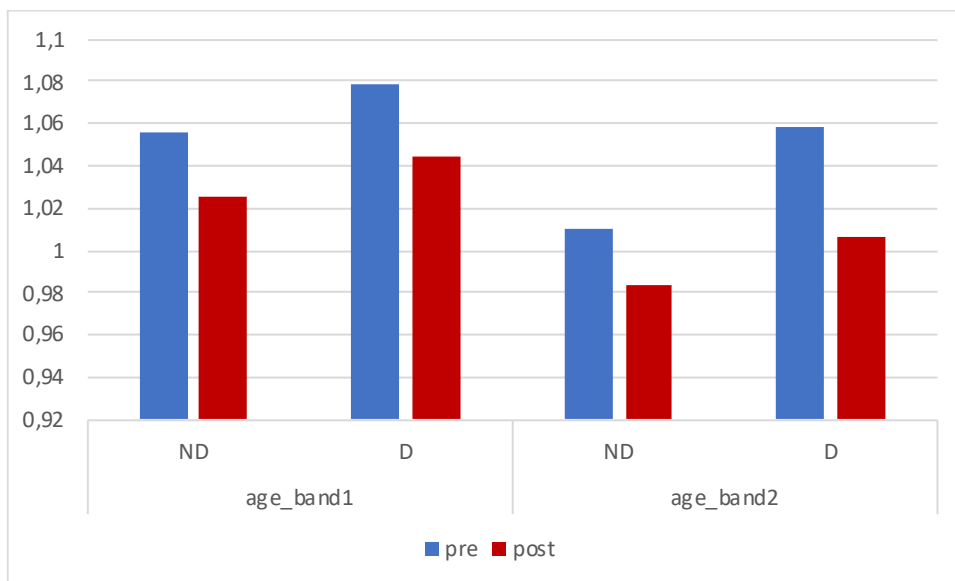
Graf 1 Rozsah úhlové rychlosti femuru. Hodnoty ve stupních za vteřinu.

Legenda: ND – nedominantní dolní končetina; D – dominantní dolní končetina; age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60let, PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí



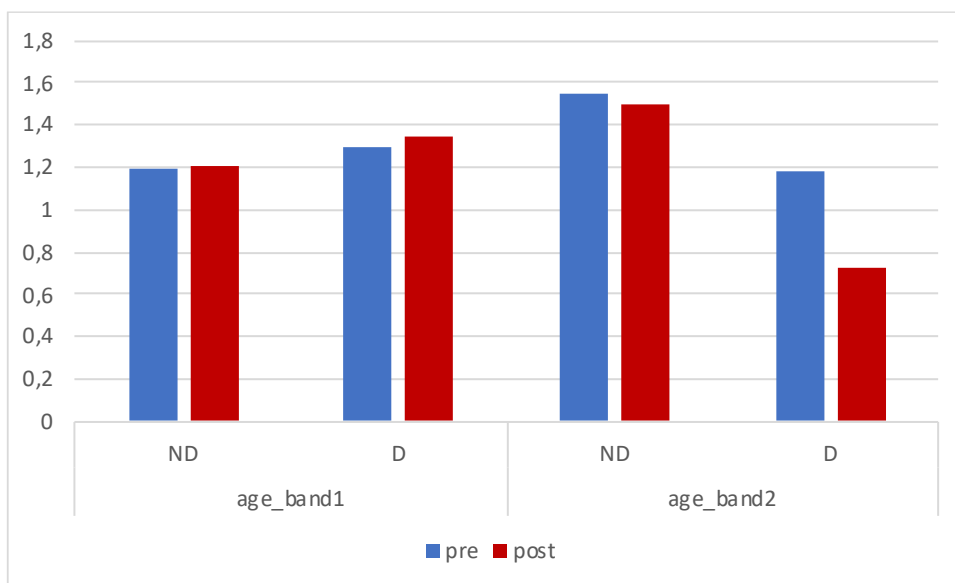
Graf 2 iEMG m. rectus femoris

Legenda: ND – nedominantní dolní končetina; D – dominantní dolní končetina; age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60 let, PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí



Graf 3 Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru

Legenda: ND – nedominantní dolní končetina; D – dominantní dolní končetina; age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60 let, PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí



Graf 4 Poměr maximálního EMG signálu koncentrické a excentrické kontrakce m. rectus femoris

Legenda: ND – nedominantní dolní končetina; D – dominantní dolní končetina; age_band 1 - věková skupina 20-40 let, age_band 2 - věková skupina 40-60 let, PRE – hodnoty před intervencí, POST – hodnoty po intervencí

11 Diskuze

V minulých letech byla argumentace využití představy pohybu jako nástroje rehabilitace a tréninku předmětem mnoha klinických a neurofyziologických studií využívajících zobrazovacích metod mozku (Guttman et al., 2014, s. 306-319). Na základě experimentální části naší práce předkládáme některé pohledy na vliv představy pohybu a potvrzujeme některá tvrzení z dříve provedených prací.

11.1 Diskuze k výsledkům práce

11.1.1 Diskuze k hypotézám H1₀ a H1_A; H2₀ a H2_A

Hypotézy H1₀ a H1_A se týkaly změn rozsahu úhlové rychlosti femuru před a po představě pohybu. Cílem bylo zjistit, zda se zvýší úhlová rychlost femuru jako pozitivní účinek představy pohybu. Dle výsledku bylo možné říci, že úhlová rychlost femuru se po představě pohybu zvýší (graf 1, s. 41; tabulka 1, s. 37), ale ne signifikantně, což může být dáno velkou směrodatnou odchylkou naměřených dat (tabulka 1, s. 37).

Ke komentáři k hypotézám H1₀ a H1_A je nutné připojit také komentář k hypotézám H2₀ a H2_A, protože hypotézy H1₀ a H1_A s hypotézami H2₀ a H2_A věcně souvisí. Spojení H1 a H2 nám dává vliv představy pohybu více do kontextu a je proto nutné na H1 a H2 nahlížet zároveň. Prostřednictvím toho lze říci, zda se úhlová rychlost zvětšila se současným snížením svalové aktivity, nebo zda bylo zvýšení úhlové rychlosti za přítomnosti zvýšené svalové aktivity. Hypotézy H2₀ a H2_A se týkaly změn integrovaného EMG signálu m. rectus femoris před a po představě pohybu. Cílem bylo zjistit, zda dojde ke zvýšení efektivity svalové činnosti, kdy se sníží, nebo zůstane stejný EMG signál za současného zvýšení úhlové rychlosti, jako výsledku efektivnější svalové práce. Dle výsledků lze říci, že integrovaný EMG signál m. rectus femoris se snížil nesignifikantně (tabulka 1, s. 37; graf 2, s. 41).

I přes to, že výsledky pro hypotézy H1₀ a H1_A a hypotézy H2₀ a H2_A značí nesignifikantní změnu, lze pozorovat trend zvyšující se úhlové rychlosti po představě pohybu se současným snížením svalové aktivity. To může značit zvýšenou efektivitu svalové práce jako pozitivní vliv zvýšené kortikální aktivity po představě pohybu (Gatti et al., 2013, s. 37-42). Stejný trend popisují autoři Guttman et al. (2014, s. 306-319), kteří si dali za cíl popsat vliv představy pohybu konkrétně u Sit to Stand testu u pacientů po CMP, a to v chronické fázi nemoci. Autoři popisují zlepšení časoprostorových veličin, které ve studiích hodnotili a také uvádí, že trénink prostřednictvím představy pohybu je dostatečně efektivní a proveditelný taktéž u pacientů po cévní mozkové příhodě v chronickém stádiu. Výsledkem této studie je

potvrzení zvýšení efektivity pohybu jako výsledek intervence ve formě představy pohybu. Tvzení, že představa pohybu snižuje nutnou EMG aktivitu k provedení daného pohybu potvrzují ve své studii také Romano-Smith et al. (2019, s. 1-13). Dle autorů, snížení pozorované EMG aktivity u agonistických svalů svědčí o změněném motorickém řízení, které je charakterizované zvýšenou efektivitou pohybu a podpořeno nábořem menších motorických jednotek a celkovým snížením počtu rekrutovaných motorických jednotek. Zvýšená účinnost pohybu naznačuje změnu koordinace motorických jednotek, ke které dochází na základě pozměněného motorického programu. Romano-Smith et al. (2019, s. 1-13) tyto změny vysvětlují na základě dvou teoretických podkladů. Na základě psychoneuromuskulární teorie a centrální teorie. Dle centrální teorie představa pohybu zahrnuje podobné neurální procesy jako ty, které se využívají při exekuci pohybu. Představa pohybu také moduluje aktivaci svalů zahrnutých do představovaného pohybu. Psychoneuromuskulární teorie dále naznačuje, že aktivace těchto oblastí v představě má *flow* efekt na dotčené svaly a je schopna způsobit akční potenciál ve svalech bez jakéhokoli motorického výkonu (Jeannerod, 2001, s. 103-109)

K zjištění, že představa pohybu zlepšuje pohybový projev jedince, došli také autoři Sakurada et al. (2017, s. 1-10). V této autoři pracovali z teorií, že zaměření pozornosti na externí podnět zlepšuje motorickou kontrolu. Tuto teorii autoři potvrdili a zároveň doplňují, že při využití vizuální představy pohybu jsou jedinci schopni zvýšení pozornosti na externí a podnět a tím dochází ke zlepšení motorické kontroly, pohybového projevu a také dochází ke zvýšení rychlosti provedeného pohybu.

Guilot, Lebon a Collet in Guillot a Collet (2010, s. 86-89) uvádí, že zvýšená efektivita exekuce pohybu může být dána aktivací stejných vláken při představě pohybu jako jsou aktivována při přípravě na pohyb. Uvažuje se, že při představě pohybu dochází primárně k aktivaci takzvaných *preparatory fibres*, které jsou zodpovědné za aktivitu hlubokých tonických vláken. Objektivizace aktivace těchto vláken při představě pohybu je problematická, protože je nutno využít jehlových intramuskulárních elektrod, které sami o sobě sval ovlivňují. Nicméně i na základě našich výsledků lze předpokládat aktivaci svalových vláken zodpovědných za atitudu, která poté ulehčuje samotnou exekuci pohybu.

11.1.2 Diskuze k hypotézám H3_{0a} H3_A; H4₀ a H4_A

Hypotézy H3₀ a H3_A si dávaly za úkol položit otázku, zda po představě pohybu dojde ke změně poměru úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru. Podle výsledků můžeme říci, že po představě pohybu se poměr signifikantně snížil (tabulka 1, s. 37; graf 3, s.

42). Snížení poměru lze popsat na křivce vyjadřující jak fázi sit to stand – extenze femuru, tak fázi stand to sit – flexe femuru (Příloha 3, s. 95). Snížení poměru vypovídá o větší vyrovnanosti mezi úhlovou rychlostí extenze a flexe femuru.

Stejně jako v předešlé kapitole k H1₀ a H1_A; H2₀ a H_{A2}, je i zde vhodné připojit komentář k hypotézám H4₀ a H4_A, který nám problematiku pomůže lépe interpretovat. Hypotézy H4₀ a H4_A měly za úkol položit otázku, jestli se po představě pohybu změní poměr mezi maximálním EMG signálem koncentrické a excentrické kontrakce m. rectus femoris, kdy m. rectus femoris tvoří společně v koaktivaci s m. biceps femoris hlavní hybnou dvojici při STS. Z charakteristiky Sit to Stand testu vyplývá, že pohyb extenze femuru probíhá při fázi sit to stand a fáze flexe femuru probíhá při fázi stand to sit. K těmto jednotlivým fázím lze jako ekvivalent přiřadit fázi koncentrické kontrakce m. rectus femoris pro fázi extenze femuru a fázi excentrické kontrakce pro fázi flexe femuru. Jinými slovy m. rectus femoris koncentricky kontrahuje při extenzi femuru (extenze kolenního kloubu) a v excentrickém režimu funguje naopak při flexi femuru (brzdí flexi kolenního kloubu) (Roebroeck et al., 1994, s. 235-244). V odvolání na výsledky můžeme říci, že po představě pohybu nedojde k signifikantní změně poměru maximálního EMG signálů koncentrické kontrakce m. rectus femoris ke kontrakci excentrické.

To, že se poměr mezi výše zmíněnými úhlovými rychlostmi snížil – klesl blíže k jedné a poměr mezi EMG signálem koncentrické a excentrické kontrakce zůstal bez signifikantních změn, svědčí o tom, že při stejné práci svalu, se zvyšuje úhlová rychlost segmentu. To značí o pozitivním vlivu představy pohybu na efektivitu svalové práce. S ohledem na to, že před představou pohybu byl poměr mezi úhlovými rychlostmi vyšší než jedna, lze říci, že před představou pohybu byla vyšší úhlová rychlost extenze femuru než úhlová rychlost flexe femuru. Poměr úhlových rychlostí po představě pohybu se naopak přiblížil jedné, což znamená že úhlová rychlost flexe femuru se zvýšila (tabulka 1, s. 37). Úhlová rychlost flexe femuru souvisí s excentrickou fází m. rectus femoris.

Při stále stejném poměru svalové aktivity v došlo našem případě ke zvýšení úhlové rychlosti excentrické fáze STS – tedy fáze Stand To Sit. To může vyjadřovat rozdílnost v motorické kontrole excentrické kontrakce v porovnání s koncentrickou a ve větší efektivitě excentrické kontrakce (Hody et al., 2019, s. 1-18). Excentrická kontrakce je v obrazu EMG vždy nižší vzhledem k využití elastických vláken a jejich vlastností při tvorbě síly – to znamená že excentrická kontrakce je silnější než koncentrická tzn. při stejném napětí odvede větší práci. Selfe et al. in Richards (2018, s. 259) k excentrické kontrakci dodává, že je nejsilnější v porovnání izometrickou a koncentrickou kontrakcí a vyžaduje nejmenší nábor motorických

jednotek v porovnání s koncentrickou nebo izometrickou kontrakcí což je v konsenzu s Ebenbichlerem et al. (2017, s 1-15). Tato pozorování se také zdají být v souladu s dalšími studii, ve kterých autoři popisovali menší hodnoty EMG pro excentrickou kontrakci ve srovnání s kontrakcí koncentrickou (Bigland-Ritchie a Woods, 1976, s. 267-277; Hermann a Barnes, 2001, s. 971-977), stejně jako se studii, ve kterých autoři tvrdí, že u excentrické kontrakce je nižší frekvence pálení motorických jednotek v porovnání s koncentrickou kontrakcí (Duchateau a Enoka, 2008, s. 5853-5864; Kallio et al., 2013, s. 1-8).

To může být způsobeno rozdílem efektu představy pohybu koncentrické a excentrické kontrakce, na základě rozdílného motorického řízení. Hypotézu o selektivním účinku představy pohybu na svalové kontrakce potvrzují ve své práci také Guillot et al. (2007, s. 18-27), kteří tvrdí, že při samotné představě excentrické kontrakce je EMG aktivita daného svalu nejnižší v porovnání s koncentrickou a izometrickou kontrakcí. Mnoho studií v posledních letech tvrdí, že strategie motorického řízení během excentrické kontrakce se liší od strategií využívaných u koncentrické nebo izometrické kontrakce (Duchateau a Baudry, 2014, s.1418-1425; Yao et al., 2016, s. 1-7). O důležitých rozdílech v řízení excentrické kontrakce mluví také Fang et al. (2001, s. 1764-1772) a Yue et al. (2000, s. 291–300). Tito autoři tvrdí, že excentrická kontrakce vyžaduje větší kortikální aktivitu pro přípravu, plánování a provedení akce. Několik studií udává větší zastoupení některých areí v mozku během excentrické kontrakce. Tato vyšší aktivita neurálních sítí (zahrnujících primární, sekundární a asociační areu) může být jedna ze strategií motorické kontroly excentrické kontrakce a může mít vliv na selektivní účinek představy pohybu (Kang et al., 2016, s. 2560-2564; Guillot et al. 2007, s. 18-27). Toto větší zastoupení některých částí mozku při excentrické kontrakci, může být jedním z pozitivních faktorů ovlivňující zvýšenou efektivitu představy pohybu u excentrické kontrakce. Doguet et al. (2017, s. 1-11) si pokládali otázku, jestli senzory vstup z periferních mechanoreceptorů určuje specifickou neurální kontrolu excentrické kontrakce a zda je ovlivněna kortikospinální excitabilita délkou svalu. Zjistili, že délka svalu neovlivňuje kortikospinální excitabilitu při izometrické a koncentrické kontrakci, ale ovlivňuje během excentrické kontrakce, což indikuje rozdíl v neurální kontrole během excentrické kontrakce v porovnání s izometrickou nebo koncentrickou kontrakcí.

Ve studiích autorů Duchateau a Enoka (2016, s. 197-204) byly zkoumány mechanismy zodpovědné za specifickou kontrolu excentrické kontrakce. Jedním z popisovaných mechanismů je změna modulace na spinální úrovni ve smyslu snížené excitability. Několik studií ukázalo, že právě spinální mechanismy jsou zahrnuty do snížené svalové aktivity během excentrické kontrakce. Duchateau a Enoka (2016, s. 197-204) popisují snížení H-reflexu, jehož

amplituda je dána aferentní stimulací vláken Ia z nervosvalové smyčky a může být modulována změnami synaptického vstupu vlákny Ia a reaktivitou motorických neuronů. V návaznosti na tvrzení o sníženém H-reflexu je vhodné také uvést zjištění autorů Grospretre et al. (2016, s. 1279-1288), kteří tvrdí, že představa pohybu má také modulační vliv na spinální neuronovou síť. Právě to by mohla být jedna odpovědí na otázku, proč představa pohybu více ovlivňuje excentrickou kontrakci – protože ovlivňuje struktury, které pracují rozdílně při excentrii a koncentrii.

Opačně Guillot, Lebon a Collet in Guillot a Collet (2010, s. 86-89) popisují studie, ve kterých je uváděno snížení amplitudy H – reflexu i T – reflexu což podporuje tvrzení, že během představy pohybu je možné selektivně zvýšit excitabilitu gamma-motoneuronu a nervosvalových vřetének a popisují, že mentálním tréninkem lze aktivovat descendentní senzory do reflexních spinálních okruhů. Autoři dále také ale zmiňují studie, které uvádějí, snížení H – reflexu, které může být interpretováno jako výsledek descendentní neurální mechanismu, které mohou snižovat excitabilitu motorických neuronů.

Hashimoto a Rothwell (1999, s. 75-81) uvádějí, že evokované změny jsou větší ve flexorech během představované flexe v porovnání s extenzory během představované extenze což opět ukazuje selektivnost vlivu představy pohybu.

V závěru diskuze, ve které se zabýváme změnami poměrů excentrické ke koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti extenze ku úhlové rychlosti flexe femuru a důvodech, proč je efekt představy pohybu rozdílný u excentrické a koncentrické kontrakce, se sluší říci, že existují dva názorové proudy, které mají odlišný názor ohledně motorické kontroly excentrické kontrakce. De Luca et al. (2016, s. 1941-1951) tvrdí, že při excentrické kontrakci jsou nabírány stejné motorické jednotky jako při koncentrické kontrakci, což je v rozporu s interpretací od Nardone et al. (1989, s. 451-471), kteří tvrdili, že určité motorické jednotky jsou nabírány pouze při excentrii a některé pouze při koncentrii na níž zakládají například Duchateau a Enoka (2016 s. 197-204)

Nicméně nikdo ze zmíněných autorů nerozlišuje, zda hodnotí pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci, nebo otevřeném kinematickém řetězci, což může být jedním z důležitých faktorů, který bude ovlivňovat výsledky (Boccia et al, 2019, s. 950-958). Dále autoři vyvozují výsledky na základě malého počtu hodnocených motorických jednotek, protože dekomponovat EMG signál je v současné době technologicky náročné. To znamená, že více konzistentních výsledků a odpovědí se dočkáme v dalších letech díky stále se rozšiřující technologii, která se bude stávat dostupnější. Již nyní probíhají studie, které budou hodnotit větší počet motorických

jednotek, rozdíl mezi kinematickými řetězci a další proměnné (Richards, srpen 2019, osobní sdělení, University of Central Lancashire, Spojené Království).

11.1.3 Diskuze H5₀ a H5_A

Hypotézy H5₀, H5_A si dávaly za úkol položit otázku, zda se bude lišit poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru mezi věkovými skupinami 20-40 let a 40-60 let neohledě na intervenci nebo dominanci končetin. Dle výsledků můžeme říci, že poměr úhlové rychlosti extenze a flexe femuru se liší mezi věkovými skupinami 20–40 let a 40–60 let. (tabulka 1, s. 37; graf 3, s. 42). V grafickém znázornění v grafu 3 můžeme vidět, že poměr úhlové rychlosti byl nižší – tedy více se blížil jedné u skupiny 40-60 let. To může být dáno rychlejší excentrickou fází – stand to sit fáze. To vypovídá o rozdílné síle mezi koncentrickou a excentrickou kontrakcí u starších dospělých (40-60 let). Tyto rozdíly ve své studii popisují Roig et al., (2010, s. 400-409). Celkové snížení svalové síly je obvyklý doprovod procesu stárnutí. Starší lidé však vykazují relativně zachovanou schopnost produkce excentrické síly. Zachování excentrické síly u starších dospělých je dobře známým jevem, který se vyskytuje bez rozdílu a napříč různými svalovými skupinami, nezávisle na věkem daných architektonických změnách svalové struktury a rychlosti pohybu. Během stárnutí je patrný vzorec klesání síly koncentrické, izometrické a excentrické kontrakce. Je ale nutné podotknout, že u excentrické kontrakce je zřejmý úměrný pokles menší (Roig et al., 2010, s. 400-409)

Potenciálních mechanismů, které se podílí na udržení excentrické síly je několik. Jedním z mechanismů je neurologický mechanismus popsáný v Klass et al. (2005, s. 31-38), kde je uvedeno, že zachování excentrické síly je způsobeno fyziologickými vlastnostmi excentrické a koncentrické kontrakce. Protože při koncentrické kontrakci je nižší aktivace svalu při stejné úrovni síly, má stárnutí na koncentrickou kontrakci vyšší vliv. Další možností je mechanický mechanismus. S věkem se zvyšující akumulace nekontraktilní hmoty ve svalu a šlaše zvyšuje pasivní tuhost svalu, která může při excentrické kontrakci nabídnout mechanickou výhodu. Mimo to zachované svalové napětí svalových vláken během napínání zvyšuje aktivní tuhost, která může zvyšovat excentrickou sílu (Ochala et al., 2006, s. 464-470; Roig et al., 2010, s. 400-409).

Ve srovnání s koncentrickou silou je velikost zachování excentrické síly u starších dospělých v rozmezí od 2 % do 48 % vyšší, a to průměrnou hodnotou 21,6 %. Tato funkční rezerva excentrické síly může být klinicky relevantní, zejména pro zahájení tréninkových a rehabilitačních programů u jedinců s nízkou úrovní síly. Je důležité zdůraznit, že samotný trénink excentrické kontrakce se ukázal, jako účinnější než trénink koncentrické kontrakce. Zdá

se, že tato účinnost souvisí jak s vyšší zátěží, tak se silným myogenním stimulem protažení během excentrických kontrakcí. Vysoká metabolická účinnost a rychlejší adaptace pozorované při excentrické kontrakci ji činí zvláště atraktivní v klinických situacích po obdobích imobilizace nebo u nejvíce oslabených starých jedinců. Je třeba také poznamenat, že excentrické kontrakce jsou vlastní běžným denním činnostem. Svaly se excentricky stahují, aby zpomalily pohyb a ukládaly energii do elastických komponent v rámci stretch-shortening cyklu (Molinari et al., 2019, s. 823-830).

11.1.4 Diskuze k H6₀ a H6_A

Hypotézy H6₀ a H6_A se týkaly rozdílů v signálech EMG mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou neohledně na intervenci a věkové skupiny. Dle výsledků (tabulka 1, s. 37) můžeme říci, že není žádný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v obraze elektromyografie, a to jak u maximálních hodnot EMG, tak u integrovaného EMG.

Niu et al. (2011, s. 614-621) udává, že se ve většině studiích zabývajících se kinematickou analýzou využívá dat snímaných pouze na dominantní dolní končetině. Hodnoty ve studii od Richards et al. (2003, s. 565-571), ve které autoři dokazují, že využití parametru úhlové rychlosti je dostatečně senzitivní a objektivní metoda ke kinematickému hodnocení pohybu, byly snímány pouze na dominantní končetině. Hodnoceny byly zejména jemné kinematické změny u pacientů v chronickém stadiu po CMP.

Role laterality byla zkoumána v mnoha studiích. Například ve Wikstrom et al. (2006, s. 311-315) nezjistili žádný rozdíl mezi stranami ohledně dynamické posturální stability během výskoku na jedné noze. Podobné výsledky uvádí také studie Greska et al. (2017, s. 1-9). V této studii bylo účelem prozkoumat neuromechanické rozdíly v dominanci dolních končetin u vysokoškolských fotbalových hráček během rychlé změny pohybu. Autoři hodnotili rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v době stojné fáze, rychlosti, úhlech kloubů dolní končetiny, momentech sil a vertikální reakční síle. V žádném z testovaných parametrů nebyly zjištěny signifikantní změny mezi dominantní a nedominantní končetinou a stejné výsledky autoři zjistili také u EMG. Pokud se objevuje asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou během STS, nezdá se, že by měla být předvídatelná na základě dominance dolních končetin (Schofield et al., 2014, s. 179-183; Burnett et al., 2011, s. 610-615). Na základě těchto poznatků lze akceptovat symetrii mezi dominantní a nedominantními dolními končetinami při symetrickém pohybu jako je STS (Burnett et al., 2011, s. 610-615).

Je nutné zmínit, že existuje bilaterální asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Tyto asymetrie se stávají více patrné v souladu se zvětšující se dynamikou pohybu.

To znamená například při kopání nohou, tedy pohybu v otevřeném kinematickém řetězci, bude asymetrie výraznější (Promsi et al., 2018, s. 165-174), než v uzavřeném kinematickém řetězci. Při symetrickém pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci, jako je STS, bude rozdíl výrazně menší, jak ukazují i naše výsledky.

11.2 Diskuze k využitým výzkumným metodám

11.2.1 Využití úhlové rychlosti

Pro statistickou analýzu úhlové rychlosti byla vybrána úhlová rychlost extenze femuru – fáze sit to stand, úhlová rychlost flexe femuru – fáze stand to sit a celkový rozsah úhlové rychlosti, tedy rozdíl nejnižší a nejvyšší dosažené úhlové rychlosti. Důvodem pro výběr právě úhlové rychlosti je fakt, že úhlová rychlost dává informaci o rychlosti rotace segmentu. Samotný EMG signál nám dává informaci ze svalů, zprostředkovává nám tedy informaci o produkci signálu z nervosvalového vřetenka. Nervosvalové vřetenko produkuje signály související s délkou svalu a rychlostí kontrakce a signály jsou modulovány gamma-motoneuronny v míše. To znamená, že jeden a ten samý signál může být generován v rozdílných pozicích a při rozdílných rychlostech a měření rozsahu pohybu nebo síly není vždy úplně přesné. To platí hlavně u měření síly, protože pohybem kloubu je vždy rotace kolem určité osy. Z toho vyplývá, že nejvíce relevantní informací o kinematice kloubu je úhlová rychlost (Latash 2012, s. 3; Richards et al., 2003 s. 565-571).

11.2.2 Normalizace EMG signálu

Porovnání amplitudy EMG signálu mezi subjekty nebo mezi situacemi, jako tomu bylo v našem případě, může být velmi obtížné. Je tomu z důvodu mnoha matoucích proměnných (například samotná pozice sensoru), které mohou ovlivnit amplitudu EMG signálu. Ale pokud chceme porovnat dvě rozdílná měření jako v našem případě, je využití porovnání amplitudy signálu nutné. Normalizace amplitudy EMG signálu k referenční hodnotě dovoluje porovnání amplitudy EMG signálu ve dvou rozdílných měřeních.

V našem experimentu jsme zvolili v současné době preferovanou metodu normalizace EMG, která zahrnuje maximální pozorovanou hodnotu EMG signálu jako referenční hodnotu. Toto je nejlepší provést určením maximální hodnoty mezi opakováními a jednotlivými pokusy pro konkrétní aktivitu (Contessa et al. in Richards, 2018, s. 225-226).

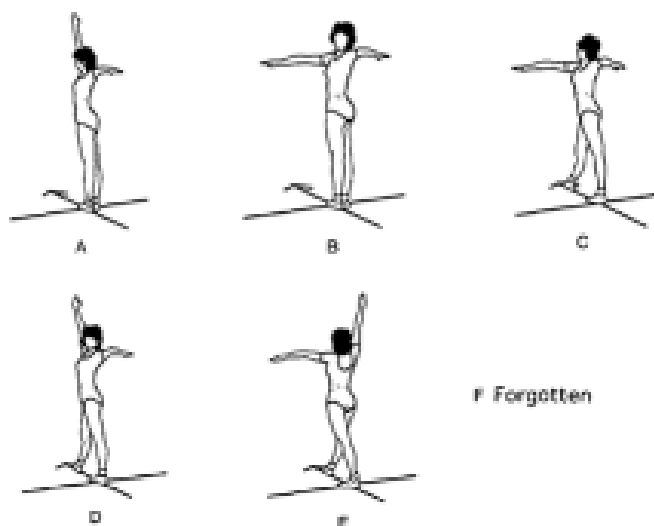
11.2.3 Využití MIQ-R

K testování schopnosti imaginace se nejčastěji využívá námi vybraný Movement Imagery Questionnaire – Revised od Hall a Martin (1997, in Loison et al., 2013, s. 158). Průběh testování tímto dotazníkem je podrobněji popsán v kapitole 4. Mírnou nevýhodou MIQ-R snížená kontrolovatelnost, zda si proband skutečně dokáže daný pohyb představit. Možnost zvýšené kontrolovatelnosti představy pohybu navrhuje Naito (1994, s. 479-487), kdy by probandi dostali instrukce k představě pohybu a poté by museli z obrázku vybrat pozici, kterou podle nich v představě zaujali (Obrázek 3, s. 52). I přes tuto nevýhodu jsme ale přistoupili k využití MIQ-R vzhledem k jeho všeobecnému přijetí a využití. Další možností zvýšení kontrolovatelnosti je využití dotazníku od Richardsona z roku 1994, který hodnotí schopnost vizualizovat a manipulovat s daným scénářem v reakci na nastavené úkoly (Pearson et al., 2013, s. 1-23).

INSTRUCTIONS

1. Stand straight with both your feet together.
2. Step 50 cm forward on your right leg.
3. Twist your torso 90° to the left.
4. Rotate your head 90° to the right.
5. Bring your right arm 90° to the front.
6. Bring your left arm 90° to the left side.

Select the picture fit to the imagery you have.



Obrázek 3 Instrukce představy pohybu a možnosti výběru dle Naita (Naito, 1994, s. 480)

11.3 Diskuze k vybraným aspektům potencionálně ovlivňujících měření

11.3.1 Lombardův paradox

Lombardův paradox je faktor, který může ovlivňovat aktivitu svalů v oblasti kolenního kloubu, tedy může i ovlivňovat hodnocení amplitudy EMG signálu. Warren Plimpton Lombard (1855-1939) tento jev formuloval jako koaktivaci m. quadriceps femoris a hamstringů během přechodu ze sedu do stoje. Kokontrakční funkce svalů se odehrává navzdory faktu, že tyto svaly jsou tradičně dle principu reciproční inhibice vnímány jako antagonisté. Biartikulární m. rectus femoris má menší rameno síly na kyčelní kloub než ischiokrurální svaly. Kdežto rameno síly m. rectus femoris je větší na kolenní kloub. To znamená, že výsledkem kontrakce obou těchto svalových komplexů je extenze kyčelního i kolenního kloubu. Extenze kyčle navíc přidává m. rectus femoris pasivní komponentu protažení, což vede ke zvýšení síly extenze kolenního kloubu. Jedním z důsledků Lombardova paradoxu je, že biartikulární sval může akcelarovat segment ve směru opačném ke směru síly, kterou sval produkuje vzhledem k ose rotace. Jinými slovy může biartikulární sval za určitých podmínek způsobovat extenzi tam, kde má obvykle flekční funkci (Véle 2006, s. 256, Latash 2012, s. 14; Latash a Zatsiorsky 2015, s. 382). Tudíž tento jev způsobuje, že může být obtížně objektivizovat funkce svalů separátně. Zajímavým by mohlo být hodnocení vlivu představy pohybu na timing svalů zapojených v rámci Lombardova paradoxu.

11.3.2 Determinující faktory STS

Dle review od Janssen, Bussmann a Stam (2002, s. 866-879) existuje mnoho faktorů, které mohou ovlivnit STS, a tedy i měření hodnotící kinematiku tohoto pohybu.

Jedním z determinantů je židle, na které subjekty provádí STS. Většina autorů se soustředí na výšku židle. Minimální výška židle pro úspěšné zvládnutí STS u osob ve věku 64-105 let žijících v domovech pro seniory je alespoň 120% délky bérce. Nižší židle podmiňuje zvýšení úhlové rychlosti kyčelních kloubů a vede ke změně pozice nohou, aby byl subjekt schopný vstát. U mladých osob ve věku 25-36 let vede snížení židle na úroveň 65 %-115% délky bérce k nutnosti zvýšit pohyb trupu o 100 % aby byly schopny se zvednout. Z toho vyplývá, že snížení židle vede k nutnosti změnit pozici COM, aby byl subjekt schopný STS provést. Pro to je nutná dostatečná mobilita kyčelní kloubů a páteře. Dále je se snížením židle možné čekat zvýšení amplitudy EMG signálu z důvodu vyšších biomechanických nároků společně s případnou neschopností přenést COM vedoucí ke ztížení nároků (Schenkman et al., 1996, s. 153-158). Někteří autoři se věnují vlivu využití opěradel na ruce. Využití opěradel

snižuje o 50% nutný extenční moment nutný k vertikalizaci ze sedu (Janssen, Bussmann a Stam, 2002, s. 866-876). Burdett et al. (1985, s. 1177-1183) nenašli žádné významné rozdíly mezi využitím a nevyužitím opěradel u zdravích jedinců a stejně tak Alexander et al. (1991, s. 91-98).

Dalším z determinantů je strategie jedince, kterou zvolí k vertikalizaci. Aby byly studie více reprodukovatelné, někteří autoři využívají metronomu, aby zajistili stálou frekvenci, a tedy i rychlost. Navzdory tomu, ale nepanuje jednotný konsenzus o tom, jak rychlost ovlivňuje další parametry STS. Strategii jedince ovlivňuje také počáteční pozice nohou. Většina autorů tvrdí, že více posteriorní pozice nohou před počátkem STS zkracuje čas nutný k vykonání STS, s EMG signálem, který je bez významných změn. Nejmenší hodnoty na tlakové plošině a nejmenší souhyby hlavou, což může být známka nejnižší kompenzačních mechanismů, byli zřejmé při pozici nohou, kterou si probandi zvolili sami. Dalším, strategií ovlivňujícím, faktorem je pozice trupu. Jak se zdá, tak počáteční pozice trupu má jistě vliv na časoprostorové proměnné STS, ale provedení je velmi variabilní. Konsenzus ale panuje ve změně strategie přesunu těžiště, kdy pacient před zvednutím flektuje trup směrem ke kolenním kloubům. V tom případě dochází k určitému zpoždění odlepení stehen od židle, což je velmi časté u pacientů se slabostí dolní končetin (Janssen, Bussmann a Stam, 2002, s. 866-876).

Mezi další determinanty by mohlo patřit zevní prostředí a možnost vizuální kontroly okolí. Mourey et al. (2000, s. 425-431) zjistili, že u starších jedinců se sníží rychlost provedení, což může souviset s neschopností se spoléhat na zbylou senzorickou aferentní informaci, která může být nedostatečná pro dokonalou multisenzorickou integraci.

Je důležité zmínit výraznou interpersonální, ale také intrapersonální variabilitu, která panuje při provádění STS. Vysoká variabilita může být důsledkem někdy nepřesné definice STS, jednotlivých sekvencí STS, rozdílnou analýzou nebo metodami analýzy pohybu. Ale hlavně je známkou jedinečnosti každé personality a jejího otisku do individuálního motorického projevu, který ovlivňuje nespočet proměnných a nikdy nebude možné takto individuální záležitost naprosto bezezbytku objektivizovat.

11.3.3 Emoce jako faktor

Kortikální reprezentace představy jako takové se nachází nejen v centrech pohybu, která zprostředkovávají volní motoriku, ale i v centrech pro emociální chování. Využívá se také zrcadlového mechanismu, který je poskytuje přímé pochopení akcí a emocí ostatních bez vyššího kognitivního zprostředkování (Rizzolatti, Fabbri-Destro a Cattaneo, 2009).

Dle studie od Singer (2006, s. 855-863) při zobrazování vzruchové aktivity v mozku ukázaly, že pokud se jedinec cítí nebo pozoruje emoce druhých způsobené znechucením nebo emoce spuštěné podněty představující bolest, existuje aktivita ve dvou strukturách, a to v cingulární a v insulární oblasti. Je zajímavé, že stejné oblasti jsou aktivní jak v pocíťování, tak v pozorování těchto stavů. Tato zjištění naznačují, že cítění emocí a jejich rozpoznávání u ostatních jedinců jsou zprostředkovány stejným neuronálním podkladem (Rizzolatti, Fabbri-Destro a Cattaneo, 2009). To znamená, pokud pacient má k danému pohybu určitý vztah, tento emoční vztah může motorickou exekuci ovlivnit.

Pokud se člověk učí novou dovednost, většinou je to tzv. *goal-directed* dovednost. To znamená, že je přítomna vnitřní touha dosáhnout určitého cíle a k tomu nasedá ještě faktory z vnějšího prostředí prostředím. Emoční a motivační faktor je proto také modulátorem, které podporují motorické učení a s ním spojenou představu pohybu. I když je výzkum v této oblasti limitován, jak je vidět výše, existují neurofyziologické důkazy o propojení mezi limbickým systémem a premotorickými areami, které je zprostředkováno spojeními mezi cingulární a prefrontálním kortexem (Schutz-Bosbach et al., 2007). Oliveri et al. (2003) popsal funkční asociace mezi suplementární motorickou areou (SMA) a primární motorickým kortexem během motorické kontroly spuštěné emočním vizuální stimulem. Autoři předpokládají, že SMA přetváří motivaci a emoční stav v motorický výstup. Proto v návaznosti na tvrzení, že při představě pohybu dochází k aktivaci podobných neuronálních sítí, jako při samotné exekuci pohybu, lze říci, že efekt představy pohybu může být facilitován emočním prožitkem stejně jako je tomu u motoriky nebo paměti na základě teze, že emoce zlepšuje konsolidaci paměťových stop.

11.3.4 Vliv věku na představu pohybu

Schopností lidského mozku je simulovat vnější svět a chování bez vnější stimulace. Existuje velké množství důkazů o funkčních podobnostech mezi představou pohybu a exekucí pohybu, zejména pokud jde o časoprostorové charakteristiky, neurální korelace a autonomní reakce spojené s oběma stavy (Munzert et al., 2008, s. 437-444; Jeannerod, 1994, s. 187-202). Neurodegenerativní a neurochemické změny spojeny s normálním stárnutím jsou spojovány s postupně nastupujícím motorickým impairmentem ovlivňující chůzi, rovnováhu, koordinaci a postupně také samostatnost (Wang et al., 2019, s. 1-10). Během představy pohybu se u starších lidí snižuje interakce mezi kortikálními regiony, a naopak během exekuce pohybu se interakce zvětšuje. To může být v souvislosti s náborem dalších motorických kortikálních jednotek jako kompenzační mechanismus u starších jedinců a nutnosti větší kortikální kontroly jako následek

snížených automatismů. Autoři dále uvádějí, že odpověď zvýšením krevního průtoku byla významně zpožděna, což dále naznačuje, že aktivace regionů mozku, způsobena představou pohybu, byla u starších jedinců obtížnější. Změny funkčních neuronálních sítí patrné u starších lidí mohou odrážet abnormality a rozdíly zřejmé při porovnání dvou věkových skupin a mohou predikovat neurodegenerativní a neurochemické změny u starších dospělých (Wang et al., 2019, s. 1-10).

Náš experimentální vzorek byl rozdělen do dvou skupin. První skupina 20-40 let a druhá skupina 40-60 let. Toto rozdělení probandů do dvou experimentálních skupin by mělo být dostatečně výpovědní v kontextu změn vlivu představy pohybu (Malouin et al., 2010, s. 1122-1127).

11.3.5 Představa pohybu a únava

Ovlivňujícím faktorem představy pohybu je mentální únava, protože pro zdárné provedení kvalitní představy pohybu je koncentrace jedince klíčová. K únavě dochází při představě pohybu stejně jako při exekuci pohybu, takže by bylo nesprávné se domnívat, že při představě pohybu k únavě nedochází pouze proto, že nedochází k reálnému provedení pohybu. Možným způsobem prevence mentální únavy je, kromě zkrácení doby představy, proložení reálně exekuovaným pohybem (Ruffino, Papaxanthis a Lebon, 2017, s. 61-78). Na základě toho lze říci, že v našem případě jsme se únavy způsobené představou pohybu obávat nemuseli, protože dle naší metodiky nedocházelo k souvislé, dlouhotrvající představě pohybu.

11.3.6 Vliv způsobu představy pohybu

Faktem, který je vhodné podstoupit diskuzi je způsob představy pohybu. Pro trénink časoprostorových veličin a pohybové koordinace je vhodná volba představy pohybu v první osobě. Kinestetická představa je efektivnější, co se týče motorického učení z důvodu zvýšení maximální funkční ekvivalence reálně exekuovaným pohybem, výraznějších fyziologických odezev a výraznější odezev autonomního nervového systému v porovnání s představou pohybu z třetí osoby (Dickstein a Deutsch, 2007, s.942-953; Mulder, 2007, s. 1268). Představa pohybu ve třetí osobě – vizualizace – má také své výhody, a to hlavně v případě učení se nových motorických činností (Dickstein a Deutsch, 2007, s. 942-953).

Malouin et al. (2008, s. 330-340) popisují rozdíly mezi vizualizací a kinestetickou představou, kdy u vizuální představy jedinci vykazují větší schopnost představy pohybu. Pokud ale zaostříme na představu pohybu dolní končetiny, autoři uvádějí větší schopnost představy kinestetické.

Podstatným faktorem je v současné době naše neschopnost kontroly a objektivizace, zda si jedinec skutečně představuje námi vybranou metodu představy, v našem případě představu kinestetickou. To znamená, že se můžeme pouze domnívat, jakou představu jedinec podstupuje (viz kapitola 11.2.3).

Důležitým faktorem je také pozice, ve které dochází k představě pohybu. Výchozí pozice ovlivňuje vnitřní reprezentaci daného pohybu a kinestetický plán, což ovlivňuje následný motorický plán. Dle Dickstein a Deutsch (2007, s. 942-953) je nejvhodnější výchozí pozice co nejvíce podobná skutečné pozici při pohybu, což v našem případě nebylo problémem splnit. Vliv výchozí pozice na měření nebylo předmětem našeho výzkumu, a proto nebude více rozebírán.

11.3.7 Vliv postižení na schopnost představy

Rozdíl ve schopnosti představy pohybu a efektu představy pohybu mezi pacienty s neurologickým postižením a zdravými jedinci je velmi obsáhlým tématem, které by vydalo za samostatnou kvalifikační práci a popis těchto rozdílů by měl být předmětem dalšího výzkumu. Zde je nabídnut pouze stručný vhled do této problematiky.

Z výše uvedených poznatků lze předpokládat, že u postižení centrálního nervového systému bude docházet také k postižení schopnosti představy pohybu v porovnání se zdravými jedinci. Na možné důvody postižení je možné nahlížet z několika úhlů pohledu. Liepert et al. (2006, s. 906-914) se snažili popsat případné rozdíly ve schopnosti představy pohybu v kontextu senzorního deficitu spojeného se syndromem horního motoneuronu u pacientů po CMP. Autoři dle svých zjištění tvrdí, že závažný senzorní deficit ovlivňuje hodnoty mentální chronometrie na postižené straně. Dále naopak tvrdí, že závažný senzorní deficit neovlivňuje schopnost mentální rotace a také nepostihuje hodnoty mentální chronometrie na nepostižené straně. Sami autoři studie zdůrazňují nutnost výzkumu, zda přítomnost závažného senzorního deficitu přímo redukuje benefity představy pohybu.

Rozdíl mezi pacienty s neurologickým onemocněním a zdravými jedinci z pohledu EMG aktivity při představě pohybu zkoumali Kobelt et al. (2018, s. 1-14) Z pohledu EMG aktivity při představě pohybu dle autorů nedochází k signifikantnímu rozdílu mezi zdravými a pacienty s neurologickým onemocněním. Tato zjištění naznačují, že představa pohybu může vést k svalové aktivitě. To se však může individuálně lišit. Není jasné, jaké parametry přispívají nebo inhibují svalovou aktivitu. Je mnoho faktorů, jejichž efekt na představu pohybu lze zkoumat, například instrukce, konkrétní úkol, množství výcviku představy a longitudinální

změny po období výcviku představy pohybu. Modality představy pohybu mohou být různě ovlivněny u jednotlivých pacientů a v průběhu času (Sakurada et al., 2017, s.1-10).

Také je nutné zmínit postupnou progresi schopnosti představy pohybu v čase, kdy je zřejmé zlepšení v prvních týdnech po iktu. To znamená, že pacienti, kteří v počátku nemusí být vybráni k terapii zahrnující představu pohybu, mohou později stále v terapii participovat a mít z ní profit (De Vries et al., 2011, s.1-6).

V souhrnu na toto téma lze říci, že pacienti s neurologickým deficitem (například CMP) mohou mít narušenou představu pohybu z pohledu subjektivní náročnosti – tedy kvality a časového průběhu, ale mozková aktivita se zdá být podobná mezi pacienty a zdravými jedinci, a tudíž lze očekávat pozitivní vliv představy pohybu.

11.4 Aplikace do praxe

Využití představy pohybu v jednotlivých příkladech motorického impairmentu nebo motorického tréninku bylo zmíněno již v kapitole 5.

Představa pohybu má své využití hlavně u pacientů s neurologickým postižením a u pacientů, kteří jsou imobilní a neschopni volní motoriky (viz kapitola 5). Nespornou výhodou představy pohybu je její nenáročnost, co se týče snížené nutnosti přítomnosti zdravotnického pracovníka. Představa pohybu je lehce proveditelná také v domácích podmínkách, takže není nutné, aby byl pacient na lůžkovém oddělení a může tedy přenechat lůžko pacientům, kteří nezbytně potřebují péči rehabilitačního lůžkového oddělení. Trénink pomocí představy pohybu v domácích podmínkách zkoumali Dunsy et al. (2009, s. 1580-1588) u pacientů s hemiparezou po cévní mozkové příhodě v chronickém stádiu. V této práci autoři zjistili významné zlepšení rychlosti chůze. Dle předpokladu z tohoto článku můžeme říci, že domácí trénink prostřednictvím představy pohybu je efektivní metodou rehabilitace a skýtá více pozitivních rysů.

Podle studií, ve kterých je představa pohybu součástí tréninku u sportovců, ale i v případech kdy je představa pohybu využívána jako rehabilitační intervence je preferována kombinace představy pohybu a fyzického tréninku. Největší benefit přináší představa pohybu společně s fyzickým tréninkem a funkční aktivací svalů, tedy CNS, protože imaginace pohybu sama může zlepšit motorické schopnosti, ale efektivní je zejména ve spojení s fyzickým tréninkem, a to i v porovnání s pouze fyzickým tréninkem (Gentili et al., 2010, s. 774). Představu pohybu je efektivní kombinovat s observací pohybu, kde poté prostřednictvím aktivace zrcadlových neuronů pozitivně ovlivňujeme motorické učení.

Na základě diskuze k H3_{0a} H3_A; H4₀ a H4_A můžeme říci, že představa pohybu vykazuje rozdílný vliv na koncentrickou a excentrickou kontrakci. To znamená, že představa excentrické kontrakce může být v klinické praxi více efektivní. Zejména v kontextu s tvrzením, že při excentrické kontrakci dochází k určité modulaci na spinální úrovni ve smyslu změny excitability a společně s popsáním vlivu představy pohybu na spinální neuronovou síť je možné vyvozovat, že představa excentrické kontrakce by mohla být účinným faktorem ovlivňující spasticitu u pacientů se syndromem horního motoneuronu.

Dalším benefitem představy excentrické kontrakce může být v návaznosti na zvýšenou tvorbu syntézy proteinů během excentrické kontrakce, což může být benefitem ve fázi imobilizace například po operaci předního zkříženého vazů, ale i při imobilizaci pacienta z jiných důvodů (Lepley, 2015, s. 231-238; Palmieri-Smith, Thomas a Wojtys, 2008, s. 405-424).

Další možnou aplikací do klinické praxe je tvrzení na základě hypotéz H5₀ a H5_A. Na základě diskuze k těmto hypotéz lze tvrdit, že u starších osob je větší efektivita excentrické kontrakce v porovnání s mladší věkovou skupinou. U starších osob dochází k většímu zachování excentrické kontrakce, čímž existuje určitá funkční rezerva. Ta je klinicky relevantní pro zahájení rehabilitace a tréninku například u osob, u kterých je nízká úroveň síly, nebo koordinace (Roig et al., 2010, s. 400-409; Molinari et al., 2019, s. 823-830).

Z provedených rešerší také vyplývá, že jako u reálně provedeného pohybu velmi záleží na emoci, kterou je pohyb doprovázen, tak stejně záleží na doprovázející emoci u samotné představy pohybu, protože stále platí, že emoce zlepšuje konsolidaci paměťových stop, takže i schopnost motorického učení. Proto je v praxi důležité, aby, stejně jako u jiných metod terapie, byla představa pohybu vykonávána za určitým cílem a pacient byl dostatečně motivován. V návaznosti na to je vhodné zmínit tvrzení od Dickstein a Deutsch (2007, s. 942-953). Autoři tvrdí, že jedinci, kteří mají větší stupeň motivace, při terapii imaginací jeví výrazně lepší výsledky, což způsobuje zvýšení sebedůvěry motivovaného jedince.

Z hypotéz H6₀ a H6_A lze vyvodit aplikace ne vyloženě do klinické praxe, ale spíše z nich lze vyvodit určitý poznatek pro další měření. Na základě výsledku zmíněných hypotéz lze totiž říci, že pro další měření kinematických veličin lze, minimálně u bilaterálně symetrické úkonu jako je Sit to Stand test, snímat pouze data z dominantní dolní končetiny. Toto zjištění velmi usnadňuje samotné měření ve smyslu zkrácení nutného času pro přípravu probandů, zkracuje také následné zpracování dat a snižuje požadavky na vybavení pracoviště. Pro budoucí studie by mohlo být zajímavé hodnotit také čas nutný k provedení jak představy STS, tak reálné exekuce STS jako to udělali autoři Guttman et al. (2014, s. 306-319)

Ze zkušeností s provedením naší studie je také nutné počítat s variantou, kdy pacient není schopen provedení představy pohybu. Proto je nezbytné probandy před samotným zahájením experimentálního měření podrobit vyplnění dotazníku, který vyhodnocuje schopnost provedení představy pohybu.

V praxi je nutné pracovat a počítat se změnami, které jsou patrné u starších dospělých. Snížená interakce funkčních neuronálních sítí způsobuje neschopnost představy pohybu a s tím související sníženou efektivitu pohybu. Na sníženou interakci funkčních neuronálních sítí nasedá také možné snížení kognitivních funkcí na což je třeba brát při rehabilitaci nebo tréninku zřetel (Malouin et al., 2010, s. 1122-1127).

Ať už má pacient jakýkoliv motorický deficit, cílem terapie je zvýšit jeho samostatnost a pacientovu jistotu při vykonávání ADL, nebo ho zbavit bolesti (Mehrholtz et al., 2014, s. 1-10). Dle současné literatury i našeho zjištění, je představa pohybu vhodným komplementem, ale je důležité doplnit, že nemůže nahradit reálně exekovaný fyzický trénink a slouží tedy jako doplnění terapie vedené erudovaným odborníkem. Na základě principu multisenzorické integrace lze říci, že benefity kinestetické představy, vizuální představy nebo observace, jsou větší při kombinování těchto metod navzájem a společně s reálnou exekucí pohybu. Tento poznatek je nezbytné přenést do praxe a individuálně dle potřeb a reakcí pacienta jednotlivé senzorní vstupy variovat.

V praxi lze představu pohybu ve formě vizuální představy, tedy představy ve třetí osobě využít pro vytvoření externího fokusu, jak o tom mluví ve své studii autoři Sakurada et al. (2017, s.1-10). Zaměření pozornosti na externí podnět posiluje automatickou kontrolu pohybu a zlepšuje výkon. Dochází k podpoře využití mimovolných automatických procesů. Zatímco pokud se jedinec zaměřuje na samotný pohyb (interní fokus) tak podporuje spíše vědomější typ řízení, který omezuje motorický systém a narušuje automatický řídicí proces, protože dochází k zaměření na samotné pohyby částí těla, což u automatického pohybu není žádoucí a dochází tedy ke snížení efektivitu pohybu (Hossner a Felix, 2010, s. 1-12; Benjaminse et al., 2015, s. 170-180).

Benefitem je možnost využití představy pohybu jako facilitačního prvku tělesné atitudy, jejíž vytvoření zahrnuje vytvoření pohybového plánu vycházejícího z podmínek prostředí, naší zkušenosti a záměru pohybu – to znamená, že prožijeme kinestetický model pohybu. Protože, jak je uvedeno v Guillot, Lebon a Collet in Guillot a Collet (2010, s. 86-89), při představě pohybu dochází pravděpodobně k aktivaci hlubokých svalových vláken, která jsou právě za atitudu zodpovědná. Představa pohybu by tedy mohla být jednoduchým doplňujícím prvkem, facilitujícím atitudu vedoucí ke zlepšení postury a motorického výkonu.

11.5 Limity studie

Metodika experimentální části této práce byla sestavena tak, aby bylo možné ozřejmění vlivu představy pohybu na STS. Předtím než bylo přistoupeno k experimentálnímu měření, bylo provedeno pilotní měření, aby byla ověřena proveditelnost výzkumu dle návrhu a bylo možné minimalizovat metodické nedostatky.

Zřejmým limitem této studie je fakt, že efekt představy pohybu může být ovlivněn efektem zkušenosti z již provedeného pohybu. Aby bylo možné tomuto zkreslení předejít, bylo by nutné zvolit jiný design studie, a to ideálně studií s věkem odpovídající kontrolní skupinou, což bylo v podmínkách diplomové práce, při zanechání počtu probandů na stejné úrovni, neproveditelné.

Za další limit studie lze označit širokou variabilitu probandů, kdy kromě vyloučení probandů, kteří nesplňovali podmínky pro zařazení do souboru nebylo rozlišeno, zda jsou probandi sportovně aktivní a jaká je jejich pohybová zdatnost což může ovlivňovat schopnost představy a exekuce pohybu. Vysoká variabilita, a tedy i směrodatná odchylka měřených hodnot může být také dána širokým rozptylem testovaných subjektů (20-60 let).

Další limit je možné nalézt v mírné nesymetrii co se týče počtu probandu ve skupině 20-40 let a ve skupině 40-60 let. Ve skupině mladších bylo 24 subjektů a ve skupině starších bylo 18 subjektů

Za určité omezení experimentu lze považovat absenci gyroskopu hrudní kosti. Takto umístěný gyroskop by nám mohl sloužit jako ukazatel počátku pohybu, protože jako první se znatelný pohyb odehrává na trupu. Tento údaj by tedy mohl sloužit k přesnějšímu určení event labels a také by mohl více prozradit o strategii pohybu, zda a jakým způsobem se mění po představě.

ZÁVĚR

Na základě výsledků této práce lze říci, že představa Sit to Stand testu má vliv na svalovou aktivitu a na úhlovou rychlost. To může svědčit o změnách motorického řízení charakterizovaných zvýšenou účinností motorické exekuce podporované menšími motorickými jednotkami, které jsou po představě pohybu rekrutované a celkovým snížením počtu rekrutovaných motorických jednotek.

Vliv představy Sit to Stand testu se signifikantně liší mezi excentrickou a koncentrickou fází STS. Rozdílný vliv představy pohybu na koncentrickou a excentrickou kontrakci může sloužit jako vhled do funkce CNS a dokazovat difference v neuronálním řízení mezi koncentrickou a excentrickou kontrakcí. Toto zjištění je důkazem jedinečnosti excentrické kontrakce a může sloužit jako důkaz důležitosti schopnosti jejího zachování. Na podkladě tohoto zjištění lze vidět benefit v případech, kdy požadujeme práci svalu v jeho prodloužení, což je často přání, kterému pacienti nejsou často schopni vyhovět a schopnost provedení excentrické kontrakce ztrácejí, nebo ji mají omezenou. V takových případech lze využít představu excentrické kontrakce k zvýšené stimulaci CNS a ke zvýšení kvality motoriky.

Signifikantní rozdíl byl pozorován také v poměru úhlové rychlosti extenze k úhlové rychlosti flexe femuru mezi věkovými skupinami. To je v souladu s jevem, kdy je u starší populace více zachována schopnost excentrické síly v porovnání s koncentrickou. Důvodů pro to je více. Nejvíce zmiňovanými faktory zapříčiňující zachování excentrické síly jsou neurologické a mechanické mechanismy. Zachování excentrické kontrakce tvoří funkční rezervu a je relevantní pro zahájení rehabilitační intervence u jedinců s nízkou úrovní funkční silové kapacity. Využití představy pohybu excentrické kontrakce je také atraktivní v klinické praxi během nebo po období imobilizace.

Důležitým zjištěním je také fakt, že nebyly pozorovány žádné signifikantní rozdíly mezi EMG aktivitou na dominantní a nedominantní dolní končetině, k čemuž lze doplnit také absenci signifikantních rozdílů v úhlové rychlosti mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Dle studií, uváděných v diskuzi, pokud se objevuje asymetrie mezi končetinami během Sit to Stand testu, není rozdíl možné predikovat na základě dominance končetin. Na základě těchto názorů lze přijmout symetrii mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při Sit to Stand testu.

Z našich zjištění vyplývá nutnost dalšího výzkumu na poli představy pohybu. Možným prostorem pro další výzkum je rozdíl mezi vlivem představy excentrické a koncentrické kontrakce na exekuci pohybu, což by mohlo rozšířit naše obzory na poli motorické kontroly

excentrické kontrakce. Dále by mohlo být perspektivní popsání rozdílů ve svalové aktivitě při představě těchto dvou typů kontrakce. Velký potenciál skýtá výzkum zabývající se efektem na reálnou exekuci pohybu, a ne pouze na rozdíl v představě. Tato práce může předkládat soubor dat, který dává možnost vytvořit kontrolní skupinu, která by byla možná porovnat s vlivem představy STS u pacientů s centrální lézí. Z našich dat také vyplývá možná implikace do budoucího výzkumu, kdy by při Sit to Stand testu bylo možné hodnotit data pouze z dominantní dolní končetiny.

Je podstatné si uvědomovat existenci výrazné interpersonální a intrapersonální variability, která je zřejmá při provádění STS. Ta může být dána například metodologickými odlišnostmi, či nepřesnými definicemi. Tato variabilita je ale zejména odrazem jedinečnosti každého jedince a nespočtu vlivů, které v daný moment působí na CNS, takže nikdy nebude možné beze zbytku objektivizovat takto individuální záležitost.

Referenční seznam

Beauchamp, M. S., Petit, L., Ellmore, T. M., Ingeholm, J., & Haxby, J. V. (2001). A parametric fMRI study of overt and covert shifts of visuospatial attention. *Neuroimage*, 14(2), 310-321.

BENJAMINSE, Anne, Alli GOKELER, Ariel V. DOWLING, et al. Optimization of the Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Paradigm: Novel Feedback Techniques to Enhance Motor Learning and Reduce Injury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2015, 45(3), 170-182 [cit. 2020-07-15]. DOI: 10.2519/jospt.2015.4986. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2015.4986>

BOUKADIDA, Amira, France PIOTTE, Patrick DEHAIL a Sylvie NADEAU. Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*[online]. 2015, 58(3), 167-172 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1016/j.rehab.2015.04.007. ISSN 18770657. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S187706571500055X>

BRAUN, Susy, Melanie KLEYNEN, Tessa VAN HEEL, Nena KRUIHOF, Derick WADE a Anna BEURSKENS. The effects of mental practice in neurological rehabilitation; a systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2013, 7 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.3389/fnhum.2013.00390. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2013.00390/abstract>

BUCCINO, G., F. BINKOFSKI, G. R. FINK, et al. Actionobservationactivatespremotor and parietalareas in a somatotopicmanner: anfMRI study. *EuropeanJournalofNeuroscience* [online]. 2001, 13(2), 400-404 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1111/j.1460-9568.2001.01385.x. ISSN 0953816X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1460-9568.2001.01385.x>

BURNETT, David R., Naira H. CAMPBELL-KYUREGHYAN, Patricia B. CERRITO a Peter M. QUESADA. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, 21(4), 610-615 [cit. 2020-07-10]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.03.006. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105064111100037X>

CALIGIORE, Daniele, Magda MUSTILE, Gianfranco SPALLETTA a Gianluca BALDASSARRE. Action observation and motor imagery for rehabilitation in Parkinson's disease: A systematic review and an integrative hypothesis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*[online]. 2017, **72**, 210-222 [cit. 2020-06-04]. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2016.11.005. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763416303074>

CALLOW N, WATERS A. 2005. The effect of kinesthetic imagery on the sport confidence of flat-race horse jockeys. *Psychology of Sport and Exercise*. 2005, vol. 6, pp. 443–459. ISSN 1469-0292

COLE, B, LINDLEY, S. Combining EMG and IMU to Analyze Movement [přednáška]. 6. 12. 2018. In. Youtube.com [online]. [vid. 22. 4. 2020]. Záznam dostupný: https://www.youtube.com/watch?v=Xy90n6sIJOY&feature=emb_title

DAFFADA, P.J., N. WALSH, C.S. MCCABE a S. PALMER. The impact of cortical remapping interventions on pain and disability in chronic low back pain: A systematic review. *Physiotherapy* [online]. 2015, **101**(1), 25-33 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.physio.2014.07.002. ISSN 00319406. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031940614000777>

DE LUCA, Carlo J., L. DONALD GILMORE, Mikhail KUZNETSOV a Serge H. ROY. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, **43**(8), 1573-1579 [cit. 2020-04-18]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.027. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010000631>

DE LUCA, Carlo J., Shey-Sheen CHANG, Serge H. ROY, Joshua C. KLINE a S. Hamid NAWAB. Decomposition of surface EMG signals from cyclic dynamic contractions. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2015, **113**(6), 1941-1951 [cit. 2020-07-08]. DOI: 10.1152/jn.00555.2014. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00555.2014>

DE SOUZA, Nélio Silva, Ana Carolina Gomes MARTINS, Victor Hugo Do Vale BASTOS, et al. Motor imagery and its effect on complex regional pain syndrome: an integrative review. *Neurology International*[online]. 2015, **7**(3) [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.4081/ni.2015.5962. ISSN 2035-8377. Dostupné z: <http://www.pagepress.org/journals/index.php/ni/article/view/5962>

DE VRIES, S a T MULDER. Motor imagery and strokerehabilitation: a criticaldiscussion. *JournalofRehabilitationMedicine* [online]. 2007, **39**(1), 5-13 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.2340/16501977-0020. ISSN 0001-5555. Dostupné z: <https://medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-0020>

DE VRIES, Sjoerd, Marga TEPPER, Bert OTTEN a Theo MULDER. Recovery of Motor Imagery Ability in Stroke Patients. *Rehabilitation Research and Practice* [online]. 2011, **2011**, 1-9 [cit. 2020-07-17]. DOI: 10.1155/2011/283840. ISSN 2090-2867. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/rerp/2011/283840/>

DECETY, J., D. PERANI, M. JEANNEROD, V. BETTINARDI, B. TADARY, R. WOODS, J. C. MAZZIOTTA a F. FAZIO. Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* [online]. 1994, **371**(6498), 600-602 [cit. 2020-04-29]. DOI: 10.1038/371600a0. ISSN 0028-0836. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/371600a0>

DECETY, Jean; JEANNEROD, Marc. Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitt's law hold in motor imagery?. *Behavioural brain research*, 1995, 72.1-2: 127-134.

DECHENT, Peter a Jens FRAHM. Functional somatotopy of finger representations in human primary motor cortex. *Human Brain Mapping* [online]. 2003, **18**(4), 272-283 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1002/hbm.10084. ISSN 1065-9471. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/hbm.10084>

DECHENT, Peter, Klaus-Dietmar MERBOLDT a Jens FRAHM. Isthehumanprimary motor cortexinvolved in motor imagery?. *Cognitive Brain Research* [online]. 2004, **19**(2), 138-144 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.cogbrainres.2003.11.012. ISSN 09266410. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0926641003002945>

DICKSTEIN, R. a J. E. DEUTSCH. Motor Imagery in PhysicalTherapistPractice. *PhysicalTherapy* [online]. 2007, **87**(7), 942-953 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.2522/ptj.20060331. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20060331>

DIJKERMAN, H C, M IETSWAART, M JOHNSTON a R S MACWALTER. Does motor imagery training improve hand function in chronic stroke patients? A pilot study. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2016, **18**(5), 538-549 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1191/0269215504cr769oa. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215504cr769oa>

DUCHATEAU, Jacques a Roger M. ENOKA. Neural control of lengthening contractions. *The Journal of Experimental Biology*[online]. 2016, **219**(2), 197-204 [cit. 2020-07-04]. DOI: 10.1242/jeb.123158. ISSN 0022-0949. Dostupné z: <http://jeb.biologists.org/lookup/doi/10.1242/jeb.123158>

DUCHATEAU, Jacques a Stéphane BAUDRY. Insights into the neural control of eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*[online]. 2014, **116**(11), 1418-1425 [cit. 2020-07-07]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00002.2013. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00002.2013>

EBENBICHLER, Gerold R., Lena UNTERLERCHNER, Richard HABENICHT, Paolo BONATO, Josef KOLLMITZER, Patrick MAIR, Sara RIEGLER a Thomas KIENBACHER. Estimating Neural Control from Concentric vs. Eccentric Surface Electromyographic Representations during Fatiguing, Cyclic Submaximal Back Extension Exercises. *Frontiers in Physiology* [online]. 2017, **8** [cit. 2020-07-02]. DOI: 10.3389/fphys.2017.00299. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2017.00299/full>

Ekstrom, A. D., Kahana, M. J., Caplan, J. B., Fields, T. A., Isham, E. A., Newman, E. L., & Fried, I. (2003). Cellular networks underlying human spatial navigation. *Nature*, *425*(6954), 184-188.

FANG, Yin, Vlodek SIEMIONOW, Vinod SAHGAL, Fuqin XIONG a Guang H. YUE. Greater Movement-Related Cortical Potential During Human Eccentric Versus Concentric Muscle Contractions. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2001, **86**(4), 1764-1772 [cit. 2020-07-07].

DOI: 10.1152/jn.2001.86.4.1764. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.2001.86.4.1764>

GARCÍA CARRASCO, D. a J. ABOITIZ CANTALAPIEDRA. Efectividad de la imaginación o práctica mental en la recuperación funcional tras el ictus: revisión sistemática. *Neurología* [online]. 2016, **31**(1), 43-52 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.nrl.2013.02.003. ISSN 02134853. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0213485313000236>

GATTI, R., A. TETTAMANTI, P.M. GOUGH, E. RIBOLDI, L. MARINONI a G. BUCCINO. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: A short review of literature and a kinematics study. *Neuroscience Letters* [online]. 2013, **540**, 37-42 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/j.neulet.2012.11.039. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S030439401201508X>

GAZZOLA, V., G. RIZZOLATTI, B. WICKER a C. KEYSERS. The anthropomorphic brain: The mirror neuron system responds to human and robotic actions. *NeuroImage* [online]. 2007, **35**(4), 1674-1684 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2007.02.003. ISSN 10538119. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811907000961>

GENTILI, Rodolphe, Cheol HAN, Nicolas SCHWEIGHOFER a Charalambos PAPAXANTHIS. Motor Learning Without Doing: Trial-by-Trial Improvement in Motor Performance During Mental Training. *Journal of Physiology* [online]. 2010, **10**. 6. 2010, **2010**(104), 774 –783 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1152/jn.00257.2010. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20538766>

GIETELING, Esther W., Monique A. VAN RIJN, Bauke M. DE JONG, Johannes M. HOOUDUIN, Remco RENKEN, Jacobus J. VAN HILTEN a Klaus L. LEENDERS. Cerebral activation during motor imagery in complex regional pain syndrome type 1 with dystonia. *Pain* [online]. 2008, **134**(3), 302-309 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.pain.2007.04.029. ISSN 0304-3959. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00006396-200802000-00009>

GILDEA, JAN E., WOLBERT VAN DEN HOORN, JULIE A. HIDES a PAUL W. HODGES. Trunk Dynamics Are Impaired in Ballet Dancers with Back Pain but Improve with Imagery. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2015, **47**(8), 1665-1671 [cit. 2020-06-14]. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000594. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00005768-201508000-00014>

GREGG M., HALL C., BUTLER A. 2007. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM. [online]. 2007, vol. 7, s. 249-257. ISSN 1017-1193. [cit. 2017-12-22]. Dostupné z: doi:10.1093/ecam/nem170.

GRESKA, E. K., N. CORTES, S. I. RINGLEB, J. A. ONATE a B. L. VAN LUNEN. Biomechanical differences related to leg dominance were not found during a cutting task. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2017, **27**(11), 1328-1336 [cit. 2020-07-10]. DOI: 10.1111/sms.12776. ISSN 09057188. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/sms.12776>

GRIMM, Bernd a Stijn BOLINK. Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors. *EFORT Open Reviews* [online]. 2016, **1**(5), 112-120 [cit. 2020-04-21]. DOI: 10.1302/2058-5241.1.160022. ISSN 2396-7544. Dostupné z: <http://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/2058-5241.1.160022>

GUILLOT, A., F. LEBON, D. ROUFFET, S. CHAMPELY, J. DOYON a C. COLLET. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*[online]. 2007, **66**(1), 18-27 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009. ISSN 01678760. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167876007001201>

GUILLOT, Aymeric a Christian COLLET. Construction of the Motor Imagery Integrative Model in Sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology* [online]. 2008, **1**(1), 31-44 [cit. 2020-06-14]. DOI: 10.1080/17509840701823139. ISSN 1750-984X. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17509840701823139>

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

HANAKAWA, Takashi, Ilka IMMISCH, Keiichiro TOMA, Michael A. DIMYAN, Peter VAN GELDEREN a Mark HALLETT. Functional Properties of Brain Areas Associated With Motor Execution and Imagery. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2003, **89**(2), 989-1002 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1152/jn.00132.2002. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00132.2002>

Hartley, T., Maguire, E. A., Spiers, H. J., & Burgess, N. (2003). The well-worn route and the path less traveled: distinct neural bases of route following and wayfinding in humans. *Neuron*, 37(5), 877-888.

HASHIMOTO, Ritsuo a J. C. ROTHWELL. Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery. *Experimental Brain Research* [online]. 1999, **125**(1), 75-81 [cit. 2020-07-15]. DOI: 10.1007/s002210050660. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s002210050660>

HERRINGTON, Lee, Sharon MALLOY a Jim RICHARDS. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2005, **15**(6), 604-607 [cit. 2020-04-21]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2005.05.002. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641105000684>

HIRSCHFELD, Helga, Maria THORSTEINSDOTTIR a Elisabeth OLSSON. Coordinated Ground Forces Exerted by Buttocks and Feet are Adequately Programmed for Weight Transfer During Sit-to-Stand. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1999, **82**(6), 3021-3029 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1152/jn.1999.82.6.3021. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1999.82.6.3021>

HODY, Stéphanie, Jean-Louis CROISIER, Thierry BURY, Bernard REGISTER a Pierre LEPRINCE. Eccentric Muscle Contractions: Risks and Benefits. *Frontiers in Physiology* [online]. 2019, **10** [cit. 2020-07-02]. DOI: 10.3389/fphys.2019.00536. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2019.00536/full>

HOSSNER, Ernst-Joachim a Felix EHRENSPIEL. Time-Referenced Effects of an Internal vs. External Focus of Attention on Muscular Activity and Compensatory Variability. *Frontiers in Psychology* [online]. 2010, **1** [cit. 2020-07-15]. DOI: 10.3389/fpsyg.2010.00230. ISSN 1664-1078. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsyg.2010.00230/abstract>

HOTZ-BOENDERMAKER, Sabina, Valentine L. MARCAR, Michael L. MEIER, Bart BOENDERMAKER a Barry K. HUMPHREYS. Reorganization in Secondary Somatosensory Cortex in Chronic Low Back Pain Patients. *SPINE* [online]. 2016, 41(11), E667-E673 [cit. 2018-10-12]. DOI: 10.1097/BRS.0000000000001348. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00007632-201606010-00009>

HUGHES, Tom, Richard K. JONES, Chelsea STARBUCK, Jamie C. SERGEANT a Michael J. CALLAGHAN. The value of tibial mounted inertial measurement units to quantify running kinetics in elite football (soccer) players. A reliability and agreement study using a research orientated and a clinically orientated system. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2019, **44**, 156-164 [cit. 2020-04-21]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.01.001. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641118304449>

IACOBONI, Marco, Istvan MOLNAR-SZAKACS, Vittorio GALLESE, Giovanni BUCCINO, John C MAZZIOTTA, Giacomo RIZZOLATTI a James ASHE. Grasping the Intentions of Others with One's Own Mirror Neuron System. *PLoS Biology* [online]. 2005, 3(3) [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1371/journal.pbio.0030079. ISSN 1545-7885. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pbio.0030079>

JALLOUL, Nahed. Wearable sensors for the monitoring of movement disorders. *Biomedical Journal* [online]. 2018, **41**(4), 249-253 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1016/j.bj.2018.06.003. ISSN 23194170. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2319417017304080>

JANSSEN, Wim GM, Hans BJ BUSSMANN a Henk J STAM. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Physical Therapy* [online]. 2002, **82**(9), 866-879 [cit. 2020-05-

05]. DOI: 10.1093/ptj/82.9.866. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/82/9/866/2857650>

JEANNEROD M. 1994. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*. 1994, vol. 17, pp. 187-202. ISSN 1469- 1825

JEANNEROD, Marc. Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition. *NeuroImage* [online]. 2001, **14**(1), S103-S109 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1006/nimg.2001.0832. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811901908328>

Jordan, K., Schadow, J., Wuestenberg, T., Heinze, H. J., & Jäncke, L. (2004). Different cortical activations for subjects using allocentric or egocentric strategies in a virtual navigation task. *Neuroreport*, *15*(1), 135-140.

KANG, Jeong-il, Dae-Keun JEONG a Hyun CHOI. The effect of intervention according to muscle contraction type on the cerebral cortex of the elderly. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, **28**(9), 2560-2564 [cit. 2020-07-07]. DOI: 10.1589/jpts.28.2560. ISSN 0915-5287. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/9/28_jpts-2016-256/_article

KLASS, Malgorzata, Stéphane BAUDRY a Jacques DUCHATEAU. Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2005, **99**(1), 31-38 [cit. 2020-07-09]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01426.2004. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01426.2004>

KOBELT, Manuela, Brigitte WIRTH a Corina SCHUSTER-AMFT. Muscle Activation During Grasping With and Without Motor Imagery in Healthy Volunteers and Patients After Stroke or With Parkinson's Disease. *Frontiers in Psychology* [online]. 2018, **9** [cit. 2020-07-17]. DOI: 10.3389/fpsyg.2018.00597. ISSN 1664-1078. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsyg.2018.00597/full>

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.

Kosslyn, S. M., Seger, C., Pani, J. R., & Hillger, L. A. (1990). When is imagery used in everyday life? A diary study. *Journal of Mental Imagery*, 14(3-4), 131–152.

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

LA TOUCHE, Roy, Mónica GRANDE-ALONSO, Ferran CUENCA-MARTÍNEZ, Luis GÓNZÁLEZ-FERRERO, Luis SUSO-MARTÍ a Alba PARIS-ALEMANY. Diminished Kinesthetic and Visual Motor Imagery Ability in Adults With Chronic Low Back Pain. *PM&R* [online]. 2019, 11(3), 227-235 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.pmrj.2018.05.025. ISSN 1934-1482. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/j.pmrj.2018.05.025>

LATASH, Mark a Vladimir ZATSIORSKY. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. 2015. San Diego: Elsevier Science & Technology, 2015. ISBN 978-0-12-800384-8.

LATASH, Mark L. *Fundamentals of motor control*. Boston: Elsevier/Academic Press, 2012. ISBN 978-0-12-415956-3

LEBOUTILLIER, Nicholas a David F. MARKS. Mentalimagery and creativity: A meta-analyticreview study. *BritishJournalof Psychology*[online]. 2003, 94(1), 29-44 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1348/000712603762842084. ISSN 00071269. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1348/000712603762842084>

LEPLEY, Lindsey K. Deficits in Quadriceps Strength and Patient-Oriented Outcomes at Return to Activity After ACL Reconstruction. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2015, 7(3), 231-238 [cit. 2020-07-13]. DOI: 10.1177/1941738115578112. ISSN 1941-7381. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1941738115578112>

LIEPERT, Joachim, Imke BÜSCHING, Aida SEHLE a Mircea Ariel SCHOENFELD. Mental chronometry and mental rotation abilities in stroke patients with different degrees of sensory deficit. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 2016, 34(6), 907-914 [cit. 2020-07-

17]. DOI: 10.3233/RNN-160640. ISSN 09226028. Dostupné z: <https://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/RNN-160640>

LOISON B., MOUSSADDAG A. S., CORMIER J. et al., 2013. Translation and validation of the French Movement Imagery Questionnaire - Revised Second Version (MIQ-RS). *Annals of physical and rehabilitation medicine*. [online]. 2013; vol. 56(3), s. 157-173. ISSN 1877-0665. [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2013.01.001.

LOTZE, Martin a Leonardo G. COHEN. Volition and Imagery in Neurorehabilitation. *Cognitive and Behavioral Neurology* [online]. 2006, **19**(3), 135-140 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1097/01.wnn.0000209875.56060.06. ISSN 1543-3633. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00146965-200609000-00004>

LOTZE, Martin a Ulrike HALSBAND. Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris* [online]. 2006, **99**(4-6), 386-395 [cit. 2019-02-18]. DOI: 10.1016/j.jphysparis.2006.03.012. ISSN 09284257. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928425706000210>

MALOUIN, Francine, Carol L. RICHARDS a Anne DURAND. Normal Aging and Motor Imagery Vividness: Implications for Mental Practice Training in Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2010, **91**(7), 1122-1127 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1016/j.apmr.2010.03.007. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999310001486>

MALOUIN, Francine, Carol L. RICHARDS, Anne DURAND a Julien DOYON. Clinical Assessment of Motor Imagery After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2007, **22**(4), 330-340 [cit. 2020-07-17]. DOI: 10.1177/1545968307313499. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968307313499>

MATTAR, Andrew A.G. a Paul L. GRIBBLE. Motor Learning by Observing. *Neuron* [online]. 2005, **46**(1), 153-160 [cit. 2019-02-22]. DOI: 10.1016/j.neuron.2005.02.009. ISSN 08966273. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S089662730500125X>

MAZZÀ, Claudia, Steven J. STANHOPE, Antonio TAVIANI a Aurelio CAPPOZZO. Biomechanical Modeling of Sit-to-Stand to Upright Posture for Mobility Assessment of Persons

With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, **87**(5), 635-641 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1016/j.apmr.2005.12.037. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306000323>

MELLET, E., S. BRICOGNE, N. TZOURIO-MAZOYER, et al. Neural Correlates of Topographic Mental Exploration: The Impact of Route versus Survey Perspective Learning. *NeuroImage* [online]. 2000, **12**(5), 588-600 [cit. 2020-07-26]. DOI: 10.1006/nimg.2000.0648. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811900906487>

MOLINARI, Talita, Tainara STEFFENS, Cristian RONCADA, Rodrigo RODRIGUES a Caroline P. DIAS. Effects of Eccentric-Focused Versus Conventional Training on Lower Limb Muscular Strength in Older Adults: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 2019, **27**(6), 823-830 [cit. 2020-07-09]. DOI: 10.1123/japa.2018-0294. ISSN 1063-8652. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/japa/27/6/article-p823.xml>

MONSMA E. V., SHORT S. E., HALL C. R., et al. 2009. Psychometric Properties of the Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R). *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*. [online]. 2009; vol. 4(1), s. 1-15. ISSN 1932-0191. [cit. 2019-01-03]. Dostupné z: doi: 10.2202/1932-0191.1027.

MOUREY, F., A. GRISHIN, P. D'ATHIS, T. POZZO a P. STAPLEY. Standing Up From a Chair as a Dynamic Equilibrium Task: A Comparison Between Young and Elderly Subjects. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2000, **55**(9), B425-B431 [cit. 2020-07-13]. DOI: 10.1093/gerona/55.9.B425. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/55.9.B425>

MULDER, Th. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission* [online]. 2007, **114**(10), 1265-1278 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.1007/s00702-007-0763-z. ISSN 0300-9564. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00702-007-0763-z>

MUNZERT, Jörn, Karen ZENTGRAF, Rudolf STARK a Dieter VAITL. Neural activation in cognitive motor processes: comparing motor imagery and observation of gymnastic movements. *Experimental Brain Research* [online]. 2008, **188**(3), 437-444 [cit. 2020-06-04]. DOI: 10.1007/s00221-008-1376-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-008-1376-y>

NAKANO, Hideki a Takayuki KODAMA. Motor Imagery and Action Observation as Effective Tools for Physical Therapy. SUZUKI, Toshiaki, ed. *Neurological Physical Therapy* [online]. InTech, 2017, 2017-05-10 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.5772/67519. ISBN 978-953-51-3113-7. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/neurological-physical-therapy/motor-imagery-and-action-observation-as-effective-tools-for-physical-therapy>

NARDONE, A, C ROMANÒ a M SCHIEPPATI. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of Physiology* [online]. 1989, **409**(1), 451-471 [cit. 2020-07-02]. DOI: 10.1113/jphysiol.1989.sp017507. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.1989.sp017507>

Neuper, C., Scherer, R., Reiner, M., & Pfurtscheller, G. (2005). Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive brain research*, 25(3), 668-677.

NIU, Wenxin, Yang WANG, Yan HE, Yubo FAN a Qinping ZHAO. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Human Movement Science* [online]. 2011, **30**(3), 614-623 [cit. 2020-07-09]. DOI: 10.1016/j.humov.2010.10.010. ISSN 01679457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945711000157>

NORDIN, Sanna M. a Jennifer CUMMING. More than Meets the Eye: Investigating Imagery Type, Direction, and Outcome. *The Sport Psychologist* [online]. 2005, **19**(1), 1-17 [cit. 2020-06-14]. DOI: 10.1123/tsp.19.1.1. ISSN 0888-4781. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/tsp/19/1/article-p1.xml>

OCHALA, Julien, David J. DORER, Walter R. FRONTERA a Lisa S. KRIVICKAS. Single skeletal muscle fiber behavior after a quick stretch in young and older men: a possible explanation of the relative preservation of eccentric force in old age. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology* [online]. 2006, **452**(4), 464-470 [cit. 2020-07-09]. DOI: 10.1007/s00424-006-0065-6. ISSN 0031-6768. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00424-006-0065-6>

OOSTRA, K, A OOMEN, G VANDERSTRAETEN a G VINGERHOETS. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2015, **47**(3), 204-209 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.2340/16501977-1908. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-1908>

PALMIERI-SMITH, Riann M., Abbey C. THOMAS a Edward M. WOJTYS. Maximizing Quadriceps Strength After ACL Reconstruction. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2008, **27**(3), 405-424 [cit. 2020-07-13]. DOI: 10.1016/j.csm.2008.02.001. ISSN 02785919. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278591908000082>

PARSONS, Lawrence M. Imaginedspatialtransformationsofone'shands and feet. *Cognitive Psychology* [online]. 1987, 19(2), 178-241 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.1016/0010-0285(87)90011-9. ISSN 00100285. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0010028587900119>

PEARSON, David G., Catherine DEEPROSE, Sophie M.A. WALLACE-HADRILL, Stephanie Burnett HEYES a Emily A. HOLMES. Assessing mental imagery in clinical psychology: A review of imagery measures and a guiding framework. *Clinical Psychology Review* [online]. 2013, **33**(1), 1-23 [cit. 2020-07-13]. DOI: 10.1016/j.cpr.2012.09.001. ISSN 02727358. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0272735812001365>

PETERSON DS, PICKETT KA, DUNCAN RP, PERLMUTTER JS, EARHART GM. 2014. Brain activity during complex imagined gait tasks in Parkinson disease. *Clinical neurophysiology*. 2014; vol. 125, pp. 995-1005. ISSN 1872-8952

PORRO, C. A., V. CETTOLO, M. P. FRANCESCATO, M. E. DIAMOND, P. BARALDI, C. ZUIANI a M. BAZZOCCHI. FunctionalActivityMappingofthePerirolandicCortexDuring Motor Performance and Motor Imagery. PAVONE, Paolo a Plinio ROSSI, ed. Functional MRI [online]. Milano: Springer Milan, 1996, 1996, s. 49-51 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1007/978-88-470-2194-5_11. ISBN 978-3-540-75025-3. Dostupné z: http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-88-470-2194-5_11

PROMSRI, Arunee, Thomas HAID a Peter FEDEROLF. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Human Movement Science* [online]. 2018, **58**, 165-174 [cit. 2020-07-10]. DOI: 10.1016/j.humov.2018.02.003. ISSN 01679457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945717304499>

R. EMERSON, Jonathan, Jack A. BINKS, Matthew W. SCOTT, Ryan P. W. KENNY a Daniel L. EAVES. Combinedactionobservation and motor imagerytherapy: a novel methodfor post-stroke motor rehabilitation. *AIMS Neuroscience* [online]. 2018, **5**(4), 236-252 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.3934/Neuroscience.2018.4.236. ISSN 2373-7972. Dostupné z: <http://www.aimspress.com/article/10.3934/Neuroscience.2018.4.236>

RAICHLE, Marcus E. a Mark A. MINTUN. BRAIN WORK AND BRAIN IMAGING. *Annual Review of Neuroscience* [online]. 2006, **29**(1), 449-476 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1146/annurev.neuro.29.051605.112819. ISSN 0147-006X. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.neuro.29.051605.112819>

RICHARDS, J D, A PRAMANIK, L SYKESAND a V M POMEROY. A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2003, **17**(5), 565-571 [cit. 2020-04-21]. DOI: 10.1191/0269215503cr651oa. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215503cr651oa>

Richards, Jim. Osobní sdělení (profesor biomechaniky, University of Central Lancashire, Spojené Království) dne 30. červenec, 2019

RICHARDS, Jim. *The comprehensive textbook of clinical biomechanics*. Second edition. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-7020-5490-7.

RIZZOLATTI, Giacomo a Corrado SINIGAGLIA. The functional role of the parieto-frontal mirror circuit: interpretations and misinterpretations. *Nature Reviews Neuroscience* [online]. 2010, **11**(4), 264-274 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1038/nrn2805. ISSN 1471-003X. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nrn2805>

RIZZOLATTI, Giacomo a Laila CRAIGHERO. THE MIRROR-NEURON SYSTEM. *Annual Review of Neuroscience* [online]. 2004, **27**(1), 169-192 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230. ISSN 0147-006X. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230>

RIZZOLATTI, Giacomo, Maddalena FABBRI-DESTRO a Luigi CATTANEO. Mirror neurons and their clinical relevance. *Nature Clinical Practice Neurology* [online]. 2009, **5**(1), 24-34 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1038/ncpneuro0990. ISSN 1745-834X. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/ncpneuro0990>

RODRIGUES, Erika Carvalho, Luís Aureliano IMBIRIBA, Gabriela Rego LEITE, José MAGALHÃES, Eliane VOLCHAN a Cláudia D VARGAS. Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural. *Revista Brasileira de Psiquiatria* [online]. 2003, **25**(suppl 2), 33-35 [cit. 2020-05-02]. DOI: 10.1590/S1516-44462003000600008. ISSN 1516-4446. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-44462003000600008&lng=pt&tlng=pt

ROEBROECK, M.E., C.A.M. DOORENBOSCH, J. HARLAAR, R. JACOBS a G.J. LANKHORST. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics* [online]. 1994, **9**(4), 235-244 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1016/0268-0033(94)90004-3. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0268003394900043>

ROIG, Marc, Donna L. MACINTYRE, Janice J. ENG, Marco V. NARICI, Constantinos N. MAGANARIS a W. Darlene REID. Preservation of eccentric strength in older adults: Evidence, mechanisms and implications for training and rehabilitation. *Experimental Gerontology* [online]. 2010, **45**(6), 400-409 [cit. 2020-07-09]. DOI:

10.1016/j.exger.2010.03.008. ISSN 05315565. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531556510001221>

Rosenbaum, R. S., Ziegler, M., Winocur, G., Grady, C. L., & Moscovitch, M. (2004). "I have often walked down this street before": fMRI studies on the hippocampus and other structures during mental navigation of an old environment. *Hippocampus*, 14(7), 826-835.

RUFFINO, Célia, Charalambos PAPAXANTHIS a Florent LEBON. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives. *Neuroscience* [online]. 2017, **341**, 61-78 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.023. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452216306443>

SHARMA, Neena K., William M. BROOKS, Anda E. POPESCU, et al. Neurochemical Analysis of Primary Motor Cortex in Chronic Low Back Pain. *Brain Sciences* [online]. 2012, 2(3), 319-331 [cit. 2018-10-25]. DOI: 10.3390/brainsci2030319. ISSN 2076-3425. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2076-3425/2/3/319>

SHARMA, Nikhil a Jean-Claude BARON. Does motor imagery share neural networks with executed movement: a multivariate fMRI analysis. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2013, **7** [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.3389/fnhum.2013.00564. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2013.00564/abstract>

SHARMA, Nikhil, Valerie M. POMEROY a Jean-Claude BARON. Motor Imagery. *Stroke* [online]. 2006, **37**(7), 1941-1952 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1161/01.STR.0000226902.43357.fc. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.0000226902.43357.fc>

SCHENKMAN, M., PO RILEY a C PIEPER. Sit to stand from progressively lower seat heights — alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, **11**(3), 153-158 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00060-7. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0268003395000607>

SCHOFIELD, Jonathon S., Eric PARENT, Justin LEWICKE, Jason P. CAREY, Marwan EL-RICH a Samer ADEEB. Leg Dominance May Not Be a Predictor of Asymmetry in Peak Joint

Moments and Ground Reaction Forces During Sit-to-Stand Movements. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2014, **30**(1), 179-183 [cit. 2020-07-10]. DOI: 10.1123/jab.2013-0108. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/30/1/article-p179.xml>

SINGER, Tania. The neuronal basis and ontogeny of empathy and mind reading: Review of literature and implications for future research. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 2006, 30(6), 855-863 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2006.06.011. ISSN 01497634. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763406000522>

SOLODKIN, Ana, Petr HLUSTIK, E. Elinor CHEN a Steven L. SMALL. Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral Cortex* [online]. 2004, 14(11), 1246-1255 [cit. 2019-02-14]. DOI: 10.1093/cercor/bhh086. ISSN 1460-2199. Dostupné z: <https://academic.oup.com/cercor/article-lookup/doi/10.1093/cercor/bhh086>

SPIEGLER, Andreas, Bernhard GRAIMANN a Gert PFURTSCHELLER. Phase coupling between different motor areas during tongue-movement imagery. *Neuroscience Letters* [online]. 2004, **369**(1), 50-54 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1016/j.neulet.2004.07.054. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394004009115>

STINEAR, Cathy M., Winston D. BYBLOW, Maarten STEYVERS, Oron LEVIN a Stephan P. SWINNEN. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticospinal excitability. *Experimental Brain Research* [online]. 2006, **168**(1-2), 157-164 [cit. 2019-02-20]. DOI: 10.1007/s00221-005-0078-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-005-0078-y>

TONG, Yanna, John T. PENDY, William A. LI, Huishan DU, Tong ZHANG, Xiaokun GENG a Yuchuan DING. Motor Imagery-Based Rehabilitation: Potential Neural Correlates and Clinical Application for Functional Recovery of Motor Deficits after Stroke. *Aging and disease* [online]. 2017, **8**(3) [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.14336/AD.2016.1012. ISSN 2152-5250. Dostupné z: <http://www.aginganddisease.org/EN/10.14336/AD.2016.1012>

UMILTA, M. A., L. ESCOLA, I. INTSKIRVELI, et al. When pliers become fingers in the monkey motor system. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2008, 105(6), 2209-2213 [cit. 2018-10-28]. DOI: 10.1073/pnas.0705985105. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.0705985105>

VANDER LINDEN, Darl W., Denis BRUNT a Marina U. MCCULLOCH. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1994, 75(6), 653-660 [cit. 2020-04-23]. DOI: 10.1016/0003-9993(94)90188-0. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0003999394901880>

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002a, Roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.

VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie patokineziologie pro dignostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 978-80-7254-837-8.

VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2008. ISBN 978-80-246-1561-5.

VYSKOTOVÁ, Jana. *ÚVOD DO OBECNÉ A VÝVOJOVÉ KINEZIOLOGIE*. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2013. ISBN 978-80-7464-420-7.

WANG, Li, Ye ZHANG, Jingna ZHANG, Linqiong SANG, Pengyue LI, Rubing YAN, Mingguo QIU a Chen LIU. Aging Changes Effective Connectivity of Motor Networks During Motor Execution and Motor Imagery. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 2019, 11 [cit. 2020-07-14]. DOI: 10.3389/fnagi.2019.00312. ISSN 1663-4365. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnagi.2019.00312/full>

WARD, Nick S. The Neural Substrates of Motor Recovery After Focal Damage to the Central Nervous System. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, 87(12), 30-35 [cit. 2020-04-29]. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.08.334. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306012822>

YAO, Wan X., Zhiguo JIANG, Jinqi LI, Changhao JIANG, Crystal G. FRANLIN, Jack L. LANCASTER, Yufei HUANG a Guang H. YUE. Brain Functional Connectivity Is Different during Voluntary Concentric and Eccentric Muscle Contraction. *Frontiers in Physiology* [online]. 2016, **7**[cit. 2020-07-07]. DOI: 10.3389/fphys.2016.00521. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2016.00521/full>

YUE, Guang H., Jing Z. LIU, Vlodek SIEMIONOW, Vinoth K. RANGANATHAN, Thian C. NG a Vinod SAHGAL. Brain activation during human finger extension and flexion movements. *Brain Research*[online]. 2000, **856**(1-2), 291-300 [cit. 2020-07-07]. DOI: 10.1016/S0006-8993(99)02385-9. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0006899399023859>

Seznam zkratek

*	signifikantní rozdíl mezi měřením před a po intervenci představou pohybu
†	signifikantní rozdíl nedominantní a dominantní končetinou
‡	signifikantní rozdíl mezi věkovými skupinami
ADL	activities of daily living
ANS	autonomní nervový systém
BG	basální ganglia
CI	confidence interval
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CoM	centre of mass
CoP	centre of pressure
dx.	vpravo
EMG	elektromyografie
EXT	extenze
FLX	flexe
fMRI	funkční magnetická rezonance
iEMG	integrovaný signál EMG
IM	Inertial measurment
IMU	Inertial measurment units
L RF	m. rectus femoris vlevo
MAX1	EMG peak koncentrické fáze STS
MAX2	EMG peak excentrické fáze STS
mEMG	maximální/peak hodnota EMG
PET	pozitronová emisní tomografie
PN	Parkinsonova nemoc
POST	údaje po intervenci
PRE	údaje před intervencí
QF	m. quadriceps femoris
R RF	m. rectus femoris vpravo
rCBF	regional cerebral blood flow
SD	směrodatná odchylka

sin.

vlevo

STS

Sit to Stand test

V3D

visual 3D

Seznam obrázků

Obrázek 1 Fáze STS (Boukadida et al., 2015, s. 25).....	25
Obrázek 2 Grafické znázornění údajů z gyroskopů programu Visual3D v6 Professional (C-motion Inc.®, Germantown, USA) dle event labels pro 10 repetit Sit to Stand testu. Vlevo levá dolní končetina, vpravo pravá dolní končetina. Černě před představou pohybu, červeně po představě pohybu. Sensory byly umístěny na laterální straně femuru	35
Obrázek 3 Instrukce představy pohybu a možnosti výběru dle Naita (Naito, 1994, s. 480)...	51

Seznam tabulek

Tabulka 1 Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky získané Mixed Methods ANOVA 37

Tabulka 2 Post hoc párové srovnání signifikantních účinků..... 38

Seznam grafů

Graf 1 Rozsah úhlové rychlosti femuru. Hodnoty ve stupních za vteřinu.....	41
Graf 2 iEMG m. rectus femoris	41
Graf 3 Poměr úhlové rychlosti extenze femuru k úhlové rychlosti flexe femuru	42
Graf 4 Poměr maximálního EMG signálu koncentrické a excentrické kontrakce m. rectus femoris	42

Seznam příloh

Příloha 1 Movement Imagery Questionnaire-Revised	89
Příloha 2 Informovaný souhlas	92
Příloha 3 Graf znázorňující fázi sit to stand a stand to sit po převedení do kladných hodnot	94
Příloha 4 Umístění IM senzorů.....	94

Přílohy

Příloha 1 Movement Imagery Questionnaire-Revised

MIQ-R (Movement Imagery Questionnaire-Revised)

Tento dotazník hodnotí dva způsoby provádění pohybů v představě. První způsob spočívá v pokusu vytvořit vizuální představu neboli obraz pohybu ve své mysli (představa ve třetí osobě, otázky 1-4), druhý je pokusit se cítit a vnímat pohyb bez jeho skutečného provedení (představa v první osobě, otázky 5-8). Žádáme Vás o provedení těchto mentálních úkolů pro dané pohyby v tomto dotazníku a následně zhodnocení, jak snadné/obtížné pro Vás tyto úkoly byly. Na dané otázky neexistují správné či špatné odpovědi.

Každé z následujících tvrzení popisuje konkrétní pohyb. Čtěte pečlivě každé tvrzení a pak proveďte popsany pohyb. Ten vykonajte pouze jednou. Vraťte se do výchozí pozice a splňte druhou, mentální, část úkolu. Po dokončení požadovaného mentálního úkolu zhodnoťte snadnost/obtížnost, s jakou jste byl/a schopna úkol provést. Hodnoťte dle následující stupnice:

Stupnice vizuální představy						
7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno	spíše snadno	neutrálně	spíše obtížně	obtížně	velmi obtížně	
viděná	viděná	viděná(ani snadno ani obtížně)	viděná	viděná	viděná	viděná
viděná						
Stupnice kinestetické představy						
7	6	5	4	3	2	1
velmi snadno	spíše snadno	neutrálně	spíše obtížně	obtížně	velmi obtížně	
vnímaná	vnímaná	vnímaná(ani snadno ani obtížně)	vnímaná	vnímaná	vnímaná	vnímaná
vnímaná						

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

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

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

HODNOCENÍ:

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

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

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

HODNOCENÍ:

3. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připaženou.

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

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

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

POHYB: Přejdi do mírného podřepu a následně se současným pohybem horních končetin směrem vzhůru vyskoč co nejvýše a snaž se dopadnout do výchozí pozice.

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

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

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

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

HODNOCENÍ:

8. VÝCHOZÍ POZICE: Stoj snožmo s nedominantní horní končetinou upaženou, kdy dlaň směřuje dolů a druhou horní končetinou připaženou.

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

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

HODNOCENÍ:

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Vliv představy pohybu na hrubou motoriku u zdravých jedinců.

Období realizace: 21. 1. 2019 – 30.7. 2020

Řešitelé projektu: Bc. Tomáš Votík

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je vyhodnotit vliv představy pohybu na hrubou motoriku, při čemž bude hodnocen pohyb u dvou skupin jedinců, kdy u experimentální skupiny proběhne před samotným pohybem jeho imaginace. Na základě měření se bude hodnotit, zda je statisticky významný rozdíl mezi skupinou experimentální a kontrolní. Hodnocení stanovených hypotéz proběhne na základě parametrů naměřených povrchovou elektromyografií s akcelerometrem umístěných na určených svalech dolních končetin při Sit to Stand testu. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika a doba zátěže bude maximálně 15 minut. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

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

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

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

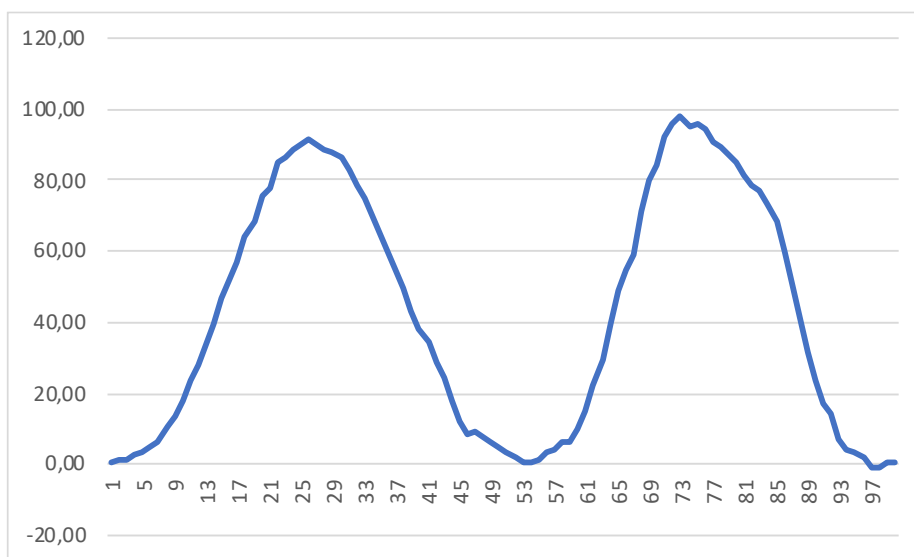
Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu:

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 3 Graf znázorňující fázi sit to stand a stand to sit po převedení do kladných hodnot



Legenda: Osa Y: stupně/sekunda; osa X: počet oken do kterých proběhl export dat z V3D do Microsoft Excel/procenta

Příloha 4 Umístění IM senzorů

