

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Matylda Řiháková

## **Hodnocení terapie chůze u pacientů po CMP**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2020

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Hodnocení terapie chůze u pacientů po CMP

**Název práce v AJ:** Evaluation of gait therapy in patients after stroke

**Datum zadání:** 2019-01-08

**Datum odevzdání:** 2020-06-15

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

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Matylda Řiháková

**Vedoucí práce:** Mgr. Marek Tomsa

**Oponent práce:** Mgr. Jakub Šichnárek, Ph.D.

## **Abstrakt v ČJ:**

### **Hodnocení terapie chůze u pacientů po CMP**

**Úvod:** Chůze je pro člověka nepostradatelnou součástí jeho života. Člověk však může být o tuto vlastní schopnost připraven, a to v důsledku traumat či specifických onemocnění (CMP).

**Cíl:** Zhodnocení vlivu komplexní rehabilitační péče na chůzi u pacientů po CMP pomocí povrchové elektromyografie a gyroskopů.

**Metodika:** Kompletního měření se zúčastnilo 9 probandů (mužů) ve věku  $65 \pm 12,4$  let v subakutní fázi po ischemické CMP. Podmínkami pro zařazení do studie byla mj. porucha chůze v důsledku CMP. Pacienti byli hodnoceni dle FAC min st. 4. Každý proband absolvoval dvě měření – před započatím rehabilitačního programu a těsně před propuštěním z oddělení. Měření se provádělo při chůzi na pásu a při chůzi po rovině na chodbě zařízení. Pomocí polyEMG se snímaly vybrané svaly na obou dolních končetinách.

**Výsledky:** Při hodnocení změn ve svalové aktivitě výsledky u obou měření nedosáhly statistické významnosti ( $p > 0,05$ ). Rozdíl v rozsahu úhlových rychlostí u prvního měření byl významný pro paretickou DK pouze v případě femuru ve stejné fázi, u druhého měření ve všech měřených situacích. Na neparetické dolní končetině při obou měřeních došlo k signifikantním rozdílům v pohybu tibie při stoji a švihu a u femuru ve fázi stoje.

**Závěr:** Z klinického hlediska se vyrovnalo zapojení vybraných svalů v situaci paretická versus neparetická DK, ale i nárůsty svalových aktivit v porovnání pás a chodba. Úhlové rychlosti dosahovaly vyšších hodnot z důvodu rychlejší chůze, což je pozitivní výstup rehabilitace u pacientů po CMP.

## **Abstrakt v AJ:**

### **Evaluation of gait therapy in patients after stroke**

**Introduction:** Gait is an indispensable part of a life of a human being. However, the patient may be deprived of this capability, due to trauma or specific diseases (e.g. stroke).

**Objective:** Evaluation of the effect of complex rehabilitation on walking in patients after CMP using surface electromyography and gyroscopes.

**Methodics:** The complete measurement involved 9 probands (men) aged  $65 \pm 12.4$  years in the subacute phase after ischemic CMP. The conditions for inclusion in the study were, among other things, gait disturbance due to CMP. Patients were evaluated according to the FAC at least grade 4. Each proband completed two measurements – before the start of the rehabilitation program and just before discharge from the ward. The measurements were performed while walking on a treadmill and when walking in the corridor of the facility. Selected muscles on both lower limbs were scanned using polyEMG.

**Results:** When evaluating changes in muscle activity, the results in both measurements did not reach statistical significance ( $p > 0,05$ ). The difference in the range of angular velocities in the first measurement was significant for the paretic lower limb only in the case of the femur in the standing phase, in the second measurement in all measured situations. On the non-paretic lower limb, there were significant differences in the movement of the tibia while standing and the swing and femur in the standing phase during both measurements.

**Conclusion:** From a clinical point of view, the involvement of selected muscles in the paretic versus non-paretic lower limb situation, as well as increases in muscle activity compared to the treadmill and normal walking, was balanced. Angular velocities reached higher values due to faster walking, which is a positive outcome of rehabilitation in stroke survivors.

**Klíčová slova v ČJ:** CMP, neurorehabilitace, analýza chůze, chodící pás

**Klíčová slova v AJ:** stroke, gait therapy, neurorehabilitation, gait analysis, treadmill

**Rozsah:** 95/1

### **Dedikace**

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého "IGA\_FZV\_2019\_006.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Marka Tomsy a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 15. 6. 2020

-----

podpis

### **Poděkování**

Ráda bych zde poděkovala Mgr. Marku Tomsovi za cenné rady, vstřícný přístup a odborné vedení diplomové práce. Dále PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za ochotu a vstřícnost při samotném měření v Kineziologické laboratoři FNOL. Rovněž děkuji Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se zpracováním statistických dat. V neposlední řadě děkuji také své rodině za její podporu a trpělivost.

# Obsah

Úvod.....	8
<b>1 Teoretický přehled poznatků .....</b>	<b>10</b>
1.1 Cévní mozková příhoda.....	10
1.1.1 Ischemická cévní mozková příhoda .....	10
1.1.2 Hemoragická cévní mozková příhoda.....	13
1.2 Chůze .....	13
1.2.2 Biomechanika a kinematika dolní končetiny v oporné fázi .....	16
1.2.3 Biomechanika a kinematika dolní končetiny ve švihové fázi .....	19
1.2.4 Chůze u pacientů po CMP .....	21
1.3 Rehabilitace u pacientů po CMP .....	22
1.3.1 Způsoby a možnosti terapie chůze .....	28
1.4 Možnosti přístrojové techniky při měření chůzových parametrů u pacientů .....	30
1.4.1 Zebris FDM-T .....	30
1.4.2 Povrchová elektromyografie .....	31
<b>2 Cíle a hypotézy diplomové práce .....</b>	<b>33</b>
<b>3 Metodika výzkumu.....</b>	<b>35</b>
3.1 Charakteristika výzkumné skupiny.....	35
3.2 Průběh experimentu .....	36
3.3 Použité metody při zpracování EMG signálu a dat z gyroskopu.....	38
3.4 Metody statistického zhodnocení .....	38
<b>4 Výsledky .....</b>	<b>39</b>
4.1 Vyjádření k hypotézám diplomové práce na základě statistického zpracování .....	43
<b>5 Diskuze .....</b>	<b>51</b>
5.1 Vliv chůze na aktivaci Central Pattern Generators u pacientů po iktu .....	51
5.2 Diskuze k výsledkům práce .....	54
5.2.1 Diskuze k hypotézám H1, H2 a H3 .....	54
5.2.2 Diskuze k hypotézám H4 a H5.....	60
5.3 Přínos pro praxi .....	62
5.4 Limity studie .....	64
<b>Závěr.....</b>	<b>66</b>
<b>Referenční seznam .....</b>	<b>68</b>
<b>Seznam použitých zkratk .....</b>	<b>91</b>
<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>92</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>92</b>
<b>Seznam příloh .....</b>	<b>93</b>
<b>Přílohy .....</b>	<b>94</b>

## Úvod

Chůze je pro člověka nepostradatelnou součástí jeho života. Zejména díky možnosti lokomoce dokáže jedinec přežít a následně uspokojit své potřeby. Člověk však může být o tuto vlastní schopnost připraven, a to v důsledku traumat či specifických onemocnění. V této diplomové práci byl zkoumán vzorek pacientů, jejichž chůze byla ovlivněna proděláním cévní mozkové příhody (CMP). Obnova chůze je pro pacienty více než důležitá pro zachování jejich samostatnosti a soběstačnosti při běžných denních aktivitách (Burget, 2015, s. 72).

Chůze pacienta po cévní mozkové příhodě je charakteristická určitými pozorovatelnými i měřitelnými skutečnostmi. Přidruženým symptomem CMP je hemiparéza postihující určitou stranu těla v závislosti na lokalizaci léze. Chůze pacienta znázorňuje asymetrické zatěžování končetin ve smyslu odlehčování končetiny paretické, dále může být přítomno cirkumdukční vedení postižené DK, zpomalená posturální reaktivita či snížená rychlost a vytrvalost (Eng a Tang, 2007, s. 1418).

V rehabilitačním procesu se nejen k terapii chůze využívá řada přístupů, které jsou pro pacienta rozmanité a zároveň motivující. Často se člověk může setkat s terapií založenou na neurofyziologickém podkladě, kam se řadí např. Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, či Bobath koncept. Terapie by měla obsahovat repetitivní a variabilní cvičení, měla by být task-specific či goal-oriented, ideální se zdá býti i kombinace multisenzorické stimulace a pro motivaci pacienta i znalost jeho výsledků. V neposlední řadě se využívají k terapii i různé pomůcky např. chodící pás se senzomotorickou plošinou, virtuální realita či exoskeletony (Krobot et al., 2017, s. 523; Maier, Ballester a Verschure, 2019, s. 3–11).

Cílem diplomové práce bylo objektivní zhodnocení terapie chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP hospitalizovaných na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc pomocí zpracování naměřeného EMG signálu a vyhodnocení dat z gyroskopů. Data byla získána při prvním měření před započítím neurorehabilitace v subakutním stádiu pacienta. Druhé kontrolní měření bylo provedeno po absolvování intenzivní terapie v časovém rozmezí 6–22 dní v závislosti na délce hospitalizace. Naměřené hodnoty byly vzájemně porovnávány a následně zhodnoceny. Na základě statistického zpracování dat bylo rozhodnuto, zda provedená terapie měla pozitivní vliv na chůzi pacienta.

K vyhledávání informací nutných pro naplnění cílů této diplomové práce byly využity online databáze: PubMed, EBSCO, Google Scholar, Medvik, Elektronická knihovna UP či The Cochrane Library. Vyhledávány byly články publikované v časovém rozmezí



od 1. ledna 2010 do dubna 2020. Samotná studie odborné literatury probíhala od března 2019 do května 2020. Pro vyhledávání v databázích byla použita klíčová slova: CMP, neurorehabilitace, analýza chůze, chodící pás, resp. jejich anglické ekvivalenty: stroke, gait therapy, neurorehabilitation, gait analysis a treadmill.

V diplomové práci bylo citováno z 126 elektronických článků nalezených na základě klíčových slov a ručního vyhledávání. K rozvinutí teoretických poznatků posloužilo 31 knižních publikací, 2 webové stránky a poznámky z přednášky, jež byla součástí Mezinárodní kineziologické konference pořádané Ústavem fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd ve spolupráci s Katedrou přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v dubnu 2019.

ILUNGA TSHISWAKA, Daudet, Crystal BENNETT a Cheyanne FRANKLIN. 2018. Effects of walking trainings on walking function among stroke survivors. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. **41**(1), 1-13 [cit. 2020-05-18]. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000250. ISSN 0342-5282. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00004356-201803000-00001>

KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, Petr KOLÁŘ, Bronislava SCHUSTEROVÁ a Jana TOMSOVÁ. 2017. Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. **80/113**(5), 521-526 [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.14735/amcsnn2017521. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/gait-neurorehabilitation-in-stroke-patients-61803>

LAMONTAGNE, Anouk, Jennifer L. STEPHENSON a Joyce FUNG. 2007. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. **118**(4), 717-729 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2006.12.013. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245707000065>

MAGUIRE, Clare C., Judith M. SIEBEN a Robert A. DE BIE. 2017. The influence of walking-aids on the plasticity of spinal interneuronal networks, central-pattern-generators and the recovery of gait post-stroke. A literature review and scholarly discussion. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **21**(2), 422-434 [cit. 2020-05-10]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.09.012. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859216302029>

# 1 Teoretický přehled poznatků

## 1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda neboli CMP či iktus je označení pro náhle vzniklé poškození mozkové tkáně. Tento stav je způsoben hemoragií či ischemií. Dále se iktus popisuje podle místa zasažené tkáně. Obecně lze definovat CMP jako rychle se rozvíjející ložiskové (někdy i celkové) poškození mozku, jehož výsledkem je symptomatologie trvající déle než 24 hodin či smrt, kdy vše nasvědčuje pro postižení mozkové tkáně (Herzig a Vlachová, 2007, s. 25).

CMP je v nynější době celosvětový problém postihující vyšší věkové skupiny populace (průměrně od 65 let věku) (Fiksa, 2015, s. 42). Není však výjimkou pacient v 5. dekadě života díky hojně se objevujícím rizikovým faktorům (hypertenze, diabetes mellitus atp.), jež se podílí na vzniku mozkových příhod. CMP se umísťuje na druhém až třetím místě nejčastějších důvodů úmrtí (po ischemické chorobě srdeční či nádorech) v rozvinutých zemích, a zároveň je nejobvyklejším důvodem invalidity (Ehler et al., 2011, s. 129).

Incidence tohoto onemocnění stále narůstá. S rostoucím průměrným věkem obyvatelstva se bude jeho výskyt neustále zvyšovat. Nyní je prevalence onemocnění 400 / 100 000 obyvatel. Podle Herziga a Vlachové (2007, s. 25) „ročně umírá v České republice na cévní onemocnění mozku téměř 7 000 mužů a 10 000 žen“.

### 1.1.1 Ischemická cévní mozková příhoda

Ischemický původ mozkových příhod převládá v 70 až 80 % nad původem hemoragickým (Ambler, 2011, s. 140). Nejčastěji je ischemie způsobena poruchou perfuze krevního řečiště zásobujícího danou část mozku, a to trombotickým vmetkem – ve 20–30 %. (Pfeiffer, 2007, s. 142; Herzig a Vlachová, 2007, s. 29) či hypoperfuzí z příčin regionálních nebo systémových (Ambler, 2011, s. 140). Dále se kromě mechanismu vzniku iCMP rozdělují podle:

1. vztahu k tepennému povodí – infarkty teritoriální, interteritoriální a lakunární,
2. časového průběhu – tranzitorní ischemické ataky (TIA), progredující a dokončené.

Hlavními rizikovými faktory vzniku ischemického trombu je ateroskleróza, jež se němě vyskytuje u osob již od 30 let, dále hypertenze, kouření, diabetes mellitus, alkohol či stres (Kalina, 2008, s. 46–48).

Ischemické CMP vznikají často i z dalších příčin. Mezi nejznámější patří vaskulitidy, vaskulopatie doprovázející drogové závislosti, tepenné disekce či traumatické poranění tepen,

např. karotid při automobilové nehodě. Někdy však původ iCMP není znám (Herzig a Vlachová, 2007, s. 29).

Kromě iCMP jsou dále pacienti ohroženi krvácením do mozku. Krvácení je způsobeno druhem léčby a dalšími rizikovými faktory, kterými daní jedinci disponují. Hlavním problémem bývá hypertenze, jež dlouhodobě poškozuje epitel cév, jak dokazuje kohortová studie provedená švédským týmem lékařů (Ögren et al., 2018).

Na základě studie publikované v roce 2017 PhD. Stevem Champalouxem et al. byl prokázán vztah mezi užíváním hormonální antikoncepce a vznikem ischemické CMP. Data autoři získali z MarketScan Commercial Claims and Encounters Research Databases z let 2006–2012, kdy 25 887 žen ve věkovém rozhraní 15–49 prodělalo iCMP.

Výsledky jsou interpretovány následovně. Kombinovaný účinek kombinované hormonální antikoncepce a migrény s aurou byl spojen se šestinásobným zvýšením rizika ischemické mrtvice v porovnání s rizikovým faktorem. Použití kombinované hormonální antikoncepce podstatně nezvýšilo riziko ischemické mrtvice u žen s migrénou bez aury. Stanovení typu migrény je rozhodující pro posouzení bezpečnosti kombinované hormonální antikoncepce u žen s migrénou. Toto zjištění je velice důležité jak pro mladé ženy, tak i pro gynekology, jelikož incidence vzniku iCMP u takto mladých žen může být snížena vhodně zvolenou antikoncepční metodou, a lze tím předejít krátkodobé i trvalé invaliditě (Champaloux et al. 2017, s. 489.e1).

#### *Tromboembolické mozkové léze*

Ucpání mozkové cévy se může vyskytnout jak v intra-, tak v extrakraniálních přírodních tepnách. Podkladem trombózy nejčastěji bývají aterosklerotické pláty, kde se tromb později vytváří. Klinické příznaky se variabilně pozměňují – vývoj bývá pozvolný či stupňovitý během několika hodin až jednoho či dvou dnů, kdy se následně stabilizuje. Zdrojem embolie je kromě nástěnných trombů velkých tepen též srdce (akutní infarkt myokardu, aneurysma levé komory, chlopenní vady atp.) (Ambler, 2011, s. 143–145).

Prvním projevem trombózy **a. carotis** bývá již výše zmíněná TIA (tranzitorní ischemická ataka), kdy symptomatika odezní do 24 hodin, či klinický obraz lehkého iktu. Příznaky však značně závisí na stupni stenózy a možnostech kontralaterálního oběhu (Ambler, 2011, s. 143–144).

Do intrakraniálních trombóz se řadí ikty a. cerebri media, a. cerebri anterior, a. cerebri posterior, a. basilaris a a. vertebralis. Při projevu léze **a. cerebri media** je zřejmá těžká kontralaterální hemiparéza s větším zasažením horní končetiny či hemiplegie. Je možný i výskyt hemihypestézie či hemiataxie a afázií při zasažení dominantní hemisféry (Ambler, 2011, s. 144). Trombóza **a. cerebri anterior** se výrazněji projevuje na dolní končetině a je spjata s psychickými poruchami označovanými, jako tzv. prefrontální syndrom (Horáček a Kolář, 2009, s. 388). Uzávěr **a. cerebri posterior** vyobrazuje příznaky postižení okcipitálního laloku a thalamu společně s postižením zraku. Lze zpozorovat kontralaterální hemianopii a hemihypestézii, možný výskyt kontralaterální hemiplegii s ipsilaterálním postižením n. oculomotorius, a v neposlední řadě zrakovou agnózií a amnézií (Vojáček a Malý, 2004, s. 165). Postižení **a. basilaris** má velmi špatnou prognózu. V případě kompletního uzavření se klinický obraz projevuje jako kmenový syndrom doplněný o poruchu vědomí a kvadruplegií. Inkompletní léze je méně závažná a její projev je popisován jako alternující kmenový syndrom. A konečně trombóza **a. vertebralis** může být v některých případech při zajištění dostatečného kolaterálního oběhu symptomatologicky nemá, v ostatních situacích je obraz obdobný jako u uzavření a. basilaris (Ambler, 2011, s. 145).

#### *Hypoxicko-ischemická encefalopatie*

Hypoxicko-ischemická encefalopatie jinými slovy znamená neobstrukční mozková léze (ischemizace části mozku bez uzavření cévy) (Kejklíčková, 2011, s. 51). Ischemie mozkové tkáně také bývá vyvolána hypoxií či anoxií z extracerebrálních příčin. Mezi tyto původce se řadí respirační selhání, plicní embolizace, asfyxie, intoxikace oxidem uhelnatým a další. Druhou příčinou bývá nejčastěji systémová hypoperfuze při srdečním selhání, hypovolemických stavech nebo protražované hypotenzi těžkého stupně.

Je potřeba podotknout, že se původci často prolínají, tudíž se hovoří o vzniku mozkové ischemie z kombinovaných příčin (nejčastěji stenotických, tlakových, mechanických – ztráty cévní elasticity a z disproporce jednotlivých částí krevního řečiště na periferii).

K manifestaci ischemie dochází nejčastěji v klidu a v noci nad ránem, kdy klesá fyziologicky krevní tlak a dochází k systémové hypoperfuzi (Ambler, 2011, s. 145–146).

### 1.1.2 Hemoragická cévní mozková příhoda

Hemoragické ikty se vyskytují méně častěji. Příčinou mnohokrát bývá kombinace vysokého krevního tlaku a aterosklerózy. Méně objevující se bývají zpravidla díky účinnosti antihypertenzní léčby (Pfeiffer, 2007, s. 149).

Na rozdíl od většiny iCMP má hemoragická příhoda průkazně vyšší úmrtnost, morbiditu a vyžaduje nákladnější zdravotní a sociální péči. Dle statistiky 35–52 % pacientů s intrakraniální hemoragií umírá do 1 měsíce po příhodě. Obvykle však musí být zasaženy minimálně tři laloky. Hraje zde roli i věk pacienta (Kalita, 2006, s. 424–425).

Mezi jednoznačné rizikové faktory patří věk, hypertenze, alkohol, antikoagulancia a amyloidní angiopatie (Kalita, 2006, s. 426). Nejčastěji krvácení nastává v mozkových hemisférách (80 %), dále ve 20 % ve kmeni či mozečku. V hemisférách se vyskytuje hematom zejména v oblasti bazálních ganglií a kapsul (Kalvach, 2010, s. 149).

Nastalé krvácení může mít tříštivý nebo ohraničený (globózní) projev. Typická krvácení jsou **tříštivá** (až 80 %) a jsou zaviněna rupturou cévy postižené chronickou arteriální hypertenzí. Jejich prognóza je v porovnání s ohraničenými nepříznivá. Velmi často se krvácení provalí do mozkových komor a způsobí obstrukční hydrocefalus. Mezi projevy se řadí nitrolební hypertenze a porucha vědomí (Horáček a Kolář, 2009, s. 388; Rokyta, 2015, s. 22).

**Globózní** atypická zakrvácení způsobuje ruptura cévní anomálie (obvykle aneurysma), krvácení do nádoru či antikoagulační léčba. Svými projevy se podobají obstrukčním CMP a jejich prognóza je příznivá s nízkou mortalitou (Horáček a Kolář, 2009, s. 388; Rokyta, 2015, s. 22).

## 1.2 Chůze

Kolář (2009, s. 48) charakterizuje chůzi jako základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Chůze je zároveň komplexní pohybová funkce, ve které se mohou ozřejmit nedostatky nervového soustavy a pohybového aparátu.

Bezpečná chůze po nerovném povrchu je zaručena díky optimálnímu zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla. CNS tuto stabilizaci dokáže zajistit pomocí svalového aparátu v okamžiku, kdy tělo má dostatečnou opornou bázi na zemi (Véle, 2006, s. 347).

Za normálních okolností je chůze pohyb těla dopředu. Jako účinný pohyb označujeme ten pohyb, jehož energetická náročnost je co nejnižší. Jakákoliv diskrepance od tohoto minima může být označena jako abnormální stereotyp chůze (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 556).

Základní jednotkou chůze je krok. Více následujících kroků tvoří cyklus, jehož prvky se cyklicky opakují. Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura a dokončuje jej jako rigidní páka udržující balanci těla (Dungl, 2014, s. 46). Jako krokový cyklus je označován interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze. Cyklus začíná úder levé paty. Interval je ukončen opět kontaktem levé paty s podložkou (Whittle, 2007, s. 52–59).

Nejčastěji se pro popis krokového cyklu používá názvosloví dle Vaughana (1992) a Perry (1992) (Kolář, 2009, s. 48). První fází je fáze švihová, která zabírá cca 40 % z krokového cyklu. Je to děj, při kterém se končetina pohybuje směrem vpřed bez kontaktu s opornou bází. Druhým úsekem je fáze opory (zbylých 60 %), kdy je končetina po celou dobu v kontaktu s podložkou a tvoří opornou bázi pro celé tělo. V určitém bodě se dostanou obě končetiny do kontaktu s podložkou. Tento stav je nazýván fáze dvojí opory (Véle, 2006, s. 348).

### *Švihová fáze*

Fáze švihu se vyskytuje v prvních 40 % krokového cyklu. Účelem tohoto děje je posun končetiny vpřed, zajišťuje tzv. *foot clearance* (výška chodidla při chůzi – důležitý parametr chůze související se zvýšeným rizikem pádu) (Mariani, Hoskovec, Rochat et al., 2010, s. 3002), dovoluje odchylky v kadenci a hospodaření s energií (Gage, 2009, s. 44). Během švihové fáze se končetina pohybuje jako kyvadlo. Díky této skutečnosti kadence a rychlost chůze velice závisí na hmotnostní distribuci dolní končetiny (Hicks et al., 1985 in Gage, 2009, s. 44).

Fáze se dělí do tří částí dle Perry (1992) / Vaughana (1992):

- období zahájení švihu (initial swing / acceleration),
- období středního švihu (mid-swing),
- období ukončení švihu (terminal swing / deceleration).

### *Stojná fáze*

Stojná fáze neboli fáze opory zaujímá zbylých 60 % z celého krokového cyklu, jak již bylo uvedeno výše. Samotná fáze se opět dále dělí a popisuje v dílčích částech podle Perry (1992) / Vaughana (1992):

- iniciální kontakt (inicial contact / heel strike),
- období postupného zatěžování (loading response / foot flat),
- období střední opory (mid-stance),
- období aktivního odrazu (terminal stance / heel off),
- období pasivního odlepení (preswing / toe off).

Dle Jacquelin Perry (1985) podmiňuje normální chůzi u zdravého jedince pět atributů, jež se v patologické chůzi často vytrácejí. Jedná se o stabilitu ve stoji, dostatečnou výšku chodidla (foot clearance) během švihů dolní končetiny, adekvátní nastavení nohy ve švihové fázi, přiměřenou délku kroku a úsporu energie.

*Stabilita při stoji* je zpochybněna dvěma hlavními faktory:

1. těžiště těla je uloženo až nad základnou opory, konkrétně těsně před obrátek S2,
2. chůze nepřetržitě upravuje pozici segmentů.

Když se jedinec pohybuje, těžiště (CoM), které zůstává při stoji nad opěrnou bází, se přesouvá s každým krokem z jedné opěrné báze na druhou. To znamená, že tělo musí neustále měnit polohu trupu v prostoru, aby udržovalo rovnováhu nad svou bází a / nebo udržovalo rovnováhu při pohybu.

Stabilita při stoji zahrnuje proto mnohem více než pouze stabilní dolní končetinu. Kromě toho, že stojná DK je stabilní na podložce, musí klouby dolních končetin fungovat tak, aby umožnily posun končetiny ve švihové fázi vpřed, udržovaly rovnováhu, zajišťovaly propulzi a zabezpečily vhodné nastavení vyšších tělesných struktur.

Zajištění *foot clearance* při švihů vyžaduje vhodné nastavení a sílu hlezna, kolene a kyčle na straně stojné dolní končetiny, přiměřenou dorziflexi hlezenního kloubu, flexi kolenního kloubu a kyčelního kloubu švihové končetiny, stabilitu stojné DK a zajištění optimální tělesné rovnováhy.

*Příprava chodidla* v konečné fázi švihů podmiňuje opět dostatečné zajištění rovnováhy těla, dále pak stabilita, síla a správné osově nastavení stojné DK, na švihové DK adekvátní

dorziflexe v hlezenním kloubu, rovněž rovnováha mezi svaly zajišťujícími everzi a inverzi chodidla a vhodné nastavení kolene.

*Přiměřená délka kroku* vyžaduje, aby byla zajištěna rovnováha těla, dále stabilně a správně nastavena stojná DK, přiměřená flexe kyčelního kloubu a extenze kolenního kloubu švihové dolní končetiny a neutrální dorziflexe, inverze a everze chodidla na švihové DK.

Pro *úsporu energie* je vyžadováno, aby byla, pokud možno, kloubní stabilita zajištěna spojením reakční síly země s vazy namísto svalů a aby exkurze těžiště byly minimalizovány ve všech rovinách a svalové síly byly optimalizovány (Perry, 1985 in Gage, 2009, s. 40). Optimalizace svalových sil zahrnuje následující:

- excentrické svalové kontrakce (na rozdíl od koncentrických) se během chůze využívají v co největší míře,
- „stretch energie“ ve šlachách a svalech se přetváří v kinetickou energii, protože svaly jsou při normální chůzi obvykle facilitačně „nataženy“ předtím než jsou koncentricky aktivovány,
- dvoukloubové svaly slouží k přenosu energie z jednoho segmentu do druhého,
- chůze je vykonávána způsobem, jenž minimalizuje síly ve svalech (Alexander, 1992 in Gage, 2009, s. 40).

K modifikaci lidské chůze se řadí skok a běh. Skok se od chůze liší absencí dvojí opory. Naopak se zde objevují dvě fáze tzv. „double float“, při kterých se ani jedna končetina nedotýká země. Běh je tedy řada po sobě jdoucích krátkých skoků na střídajících se končetinách. Fáze běhu jsou následující: odraz, let, došlap a utlumení. Švihová fáze je při běhu v porovnání s chůzí delší pro splnění podmínky letu (Gage, 2009, s. 45; Kostínek a Kračmar, 2016, s. 248; Vyskotová, 2013, s. 71).

### **1.2.1 Biomechanika a kinematika dolní končetiny v oporné fázi**

#### *Initial contact (heel strike)*

Počáteční kontakt nebo okamžik zahajující stojnou fázi je chvíle, kdy se dolní končetina poprvé dotkne podložky. Ve chvíli dotyku ihned působí reakční síla mezi patou a podložkou. Pata nohy se stává středem otáčení probíhajícího pohybu. V této fázi je cílem utlumit pohyb a zajistit stabilizaci pro udržení dynamické rovnováhy, jež pomáhá zaručit biomechanické podmínky pro následující průběh krokového cyklu (Perry, 1992, s. 11; Rose a Gamble, 2006, s. 27; Whittle, 1997 in Neumannová et al., 2015, s. 13-14)



V hlezenním kloubu je chodidlo nastaveno v neutrální pozici (nebo lehké dorzální či plantární flexi), subtalární kloub je pronován, proto je předonoží v transversotalárním skloubení supinováno. Díky tomuto nastavení je opora přizpůsobivá změnám podložky. Krátký okamžik před kontaktem paty se zemí je kolenní kloub v maximální extenzi, která se následně ukončuje, a kloub přechází do mírné flexe ( $20^{\circ}$ – $25^{\circ}$ ) z důvodu odtlumení. Koncentrická kontrakce m. quadriceps femoris není zapotřebí z důvodu anteriorního vektoru, který je příčinou pasivního extenzorového točivého momentu. Současná aktivita hamstringů brání vzniku hyperextenze v kolenním kloubu. Kyčelní kloub se nachází ve  $25^{\circ}$ – $35^{\circ}$  flexi. Zásluhou reakční síly podložky vzniká flekční moment, jenž je kompenzován koncentrickou kontrakcí kyčelních extenzorů – m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. (Hamill a Knutzen, 2009, s. 356–357; Perry, 1992, s. 150)

#### *Loading response (foot flat)*

Při postupném zatěžování dochází v hlezenním kloubu k pasivní plantární flexi nohy. Noha se dostává celou svou plochou na podložku. Subtalární kloub se pohybuje směrem do pronace, protože vektor reakční síly podložky působí laterálně od osy subtalárního kloubu. Naopak v Chopartově kloubu dochází k relativní supinaci, díky výraznému pronačnímu postavení zánoží, která je důležitá pro přizpůsobení se chodidla nerovnostem povrchu. Běrec se v hlezenním kloubu pohybuje kolem fixované patní kosti. Tato akce se nazývá „první zhoupnutí“ (Hamill a Knutzen, 2009, s. 356–357; Perry, 1992, s. 150–152; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 52–53).

Kolenní kloub se flektuje. Zároveň je tento pohyb korigován excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Běrec se pohybuje do vnitřní rotace. V tomtéž okamžiku se zmenšuje flexe v kyčelním kloubu za podpory koncentrické kontrakce m. gluteus maximus. Pánev se maximálně rotuje v sagitální ose na stranu stojné DK vlivem m. adduktoru magnus (až o  $5^{\circ}$ ), na což navazuje horní trup, který se rovněž maximálně rotuje na stranu opačnou. Tyto torzní pohyby iniciují souhyby horních končetin, jež jsou pro chůzi charakteristické. V rovině frontální lze zpozorovat rotaci pánve na stranu opěrné DK, a tedy vnitřní rotaci v kyčli, což znamená značnou interindividuální variabilitu (např. díky různému anteverznímu úhlu krčku femuru). (Schache, Baker a Lamoreux, 2008, s. 67). V této rovině zamezuje svou kontrakcí m. gluteus medius laterální pokles pánve (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 53).

### *Mid-stance*

Mezistoj začíná odrazem paty kontralaterální švihové končetiny a končí zdvihem paty stojné dolní končetiny. Cílem této fáze krokového cyklu je zajištění rovnováhy těla a zajištění těžiště nad opěrnou bázi (Neumannová et al., 2015, s. 15). V subtalárním kloubu dochází k supinaci, jež je způsobena přenosem váhy celého těla na laterální stranu přednoží a částečným nadlehčením paty. V Chopartově kloubu vlivem zatížení dochází naopak k pronaci, protože skloubení nemůže odolat silám působícím na chodidlo v supinovaném postavení, a uzamyká se kalkaneokuboidní kloub. Z nohy se tak stává velice pevná páka, podporovaná svalovou aktivitou m. peroneus longus a m. tibialis posterior. Při tomto nastavení nohy je možné efektivně koncentricky zapojit m. triceps surae pro následný odraz (Bojsen-Møller, 1979 in Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55; Rose a Gamble, 2006, s. 9–10). Dorziflexe chodidla je brzděna excentrickou aktivitou m. soleus a m. gastrocnemius. Tyto svaly zároveň pomáhají stabilizovat tibií během „druhého zhoupnutí“. Ploska zůstává po celou dobu na podložce (Perry, 1992, s. 154).

Kolenní kloub se dostává ze své maximální flexe (v rámci stojné fáze) do extenčního postavení. Kloub je stabilizován koncentrickou kontrakcí m. vastus medialis et lateralis do okamžiku přesunu vektoru reakční síly podložky před kolenní kloub (Perry, 1992, s. 154). Bérec rotuje zevně a talus jde do abdukce, což koreluje s výše zmíněnou supinací subtalárního skloubení. V kyčelním kloubu stále probíhá pohyb do extenze (do neutrálního postavení). Zapojení svalů způsobujících extenzi v kyčli se snižuje. Další pohyb do extenze je z důvodu setrvačné síly (Neumannová et al., 2015, s. 15; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

### *Terminal stance (heel off)*

Konečný stoj neboli stadium aktivního odrazu je odstartován odlepením paty stojné DK od podložky. *Heel off* je ukončen *heel strike* kontralaterální dolní končetiny. Dynamická stabilizace hlezenního kloubu je stěžejní faktor pro uskutečnění této fáze krokového cyklu (Perry, 1992, s. 154). Trup se pohybuje směrem vpřed a vytváří se tak moment síly, způsobující dorzální flexi v hlezenním kloubu. Vektor reakční síly podložky se přemísťuje pod hlavičky metatarzů, jenž tak vytváří větší nárok na aktivitu plantárních flexorů. Zlepšuje se opora palce vlivem aktivity m. flexor hallucis longus na I. metatarzofalangální kloub. Patní kost je přitahována k přednoží díky plantární fascii, která se napíná (Neumannová et al., 2015, s. 15–16). Dochází ke kontrakci m. triceps surae a zdvihu paty, jehož m. gastrocnemius má perfektní podmínky pro maximální stah díky probíhající extenzi kolenního kloubu. M. triceps

surae zároveň ovlivňuje subtalární skloubení, které se supinuje, a udržuje nohu v 10° dorzální flexi. Tímto svalem se vytvoří více než 80 % síly sloužící k akceleraci pohybu (Neumannová et al., 2015, s. 15–16; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

Kolenní i kyčelní kloub je pasivně stabilizován díky aktivitě m. soleus vůči tibii. Zprvu je kolenní kloub extendován. K hyperextenzi nedochází vlivem kontrakce m. gastrocnemius. Elevací paty se posouvá vektor reakční síly před kolenní kloub. To způsobí odemknutí extendovaného kolene a jeho následnou flexi ve švihové fázi (Perry, 1992, s. 155). M. iliopsoas koriguje svou excentrickou aktivitou extenzi v kyčelním kloubu. Pánevní je zároveň udržována ve frontální rovině bez stranových asymetrií díky vlivu abduktorů kyčle (Neumannová et al., 2015, s. 16).

#### *Preswing (toe off)*

Předšvih je koncovou částí stojné fáze. Jedná se také o fázi pasivního odlepení. Jako začátek je označován kontakt plošky kontralaterální končetiny se zemí a koncem je odlepení palce stojné DK od podložky (Neumannová et al., 2015, s. 16; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

V hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe, subtalární kloub je supinován a přednoží pronováno. Aktivita plantárních flexorů se velmi rychle snižuje potom, co se palec zdvihne od podložky. Flexe v kolenním kloubu je zajištěna přesunem vektoru reakční síly podložky za osu kolene. Společně s kontrakcí m. triceps surae dochází k pokrčení. Excentricky tuto akci ovlivňuje m. rectus femoris. Ten se zároveň podílí na flektování kyčelního kloubu.

V této fázi se přenáší váha těla z jedné končetiny na druhou, což je provázeno abdukci v kyčelním kloubu bývalé stojné dolní končetiny. Zároveň se díky přesunu vektoru reakční síly před kyčelní kloub vytváří flekční moment v témže kloubu. Kyčelní kloub tedy dokončuje svou maximální extenzi a obratem se pohybuje směrem do flexe (Perry, 1992, s. 155; Neumannová et al., 2015, s. 16).

### **1.2.2 Biomechanika a kinematika dolní končetiny ve švihové fázi**

#### *Initial swing (acceleration)*

Počáteční švih začíná tehdy, kdy noha opustí podložku, a pokračuje do okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu (jedná se o cca 60° flexi). Ve chvíli, kdy se chodidlo odlepí od podložky, je v hlezenním kloubu maximální plantární flexe, na kterou navazuje koncentrická aktivita m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus, jež uvádí nohu

do neutrálního postavení. Pohyb je však limitován setrvačností, kterou je třeba překonat při pohybu do dorzální flexe.

Na flexi kolenního kloubu se ze zadní svalové skupiny stehna nejvíce podílí krátká hlava m. bicepsu femoris. Chybně je často flekční aktivita přisuzována naopak dlouhé hlavě bicepsu. To by však znamenalo nemožnost vykonat flexi v kyčelním kloubu, protože tato hlava je dvoukloubovým svalem, a tedy extenzorem kyčle. Kombinovanou flexi kolenního a kyčelního kloubu mohou svou omezenou aktivitou produkovat i svaly jako m. gracilis a m. sartorius. Čistá flexe kyčelního kloubu (do 20°) je zajišťována m. iliopsoatus nezávisle na rychlosti chůze. Pánev musí být zároveň fixována m. gluteus medius kontralaterální strany pro zabránění podklesnutí na straně kyvu (viz kapitola *loading response*) (Bronstein, 2004, s. 86; Perry, 1992, s. 156).

### *Mid-swing*

Maximální flexe v kolenním kloubu startuje tuto fázi. Ve chvíli, kdy se tibie dostane do vertikálního postavení, je fáze ukončena. Tato část krokového cyklu je charakteristická přechodem mezi zrychlením a zpomalením pohybu (Whittle, 1997 in Neumannová et al., 2015, s. 17).

Chodidlo je třeba udržet v neutrální pozici i po dobu této fáze, proto lze stále pozorovat vysokou aktivitu m. tibialis anterior. Předonoží je nastaveno v mírné supinaci. V mezišvihů se bérce pohybuje jako kyvadlo bez svalové aktivity až do tří čtvrtin rozsahu extenze kolenního kloubu. Ke konci fáze se začínají aktivovat excentricky hamstringy z důvodu brzdění extenze v kolenním kloubu. Kyčelní kloub se lehce addukuje a vnitřně rotuje (Bronstein, 2004, s. 84; Hamill a Knutzen, 2009, s. 242; Perry, 1992, s. 157).

### *Terminal swing (deceleration)*

Tato fáze zakončuje jeden krokový cyklus. Jedná se o závěrečnou fázi švihů, při níž se dolní končetina přibližuje k podložce a chystá se na opětovný kontakt se zemí. Z toho důvodu je nutné zkorigovat nastavení segmentů. Hlezenní kloub je nastaven v neutrální poloze. Vliv m. tibialis anterior se kromě udržování dorzální flexe hlezna projevuje i v subtalárním kloubu, který supinuje, a připravuje tak pro následný kontakt s podložkou. Chopartův kloub je v supinaci také (Neumannová et al., 2015, s. 17; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Během terminální švihové fáze se prudce stahují hamstringy (konkrétně m. semimembranosus, m. semitendinosus a dlouhá hlava m. bicepsu femoris), aby omezily flexi

kyčelního kloubu (ta je současně excentricky brzděna působením m. gluteus maximus). Jejich současná aktivita ve směru flexe kolene zabraňuje jeho nadměrné extenzi (hyperexenzi). Následně hamstringy rychle snižují svou sílu a činnost. V tomto okamžiku se čtyřhlavý sval stehenní (zejména mm. vasti) zaktivuje pro dokončení extenze kolenního kloubu (Perry, 1992, s. 157).

### **1.2.3 Chůze u pacientů po CMP**

Problém s chůzí se vyskytuje u vysokého podílu pacientů po iCMP. Tři měsíce po mrtvici je asi čtvrtina pacientů stále fixována na invalidní vozík. U 60 % pacientů se chůze zpomalí do té míry, která je prakticky závažná pro fungování člověka v normálním životě. Asi 30 % pacientů trpí ztrátou funkce horní končetiny (Hesse, Mehrholz a Werner, 2008, s. 330). Omezená pohyblivost často znamená, že lidé nejsou schopni lokomoce v jiném prostředí než ve svém vlastním domově. Obnovení schopnosti chodit rychlostí blížící se normálu je tedy jedním z hlavních cílů pacientů po mrtvici a jejich rodinných příslušníků (Mehrholz et al., 2018, s. 639).

Chůze u pacientů po CMP není pouhým motorickým výsledkem. Velkou roli zde zaujímají i kognitivní schopnosti jedince. Studie provedená francouzským výzkumným týmem publikovaná v roce 2017 jasně dokazuje závislost motoriky na kognitivních funkcích. Posiluje hypotézu, že kognitivní vyšetření by mělo být hodnoceno vždy u pacientů s poruchami chůze po iktu a že rehabilitace po mozkové příhodě by měla zahrnovat také kognitivní rehabilitační programy (Sagnier, Renou a Olindo, 2017, s. 5).

Klinicky je chůze u osob s hemiparézou charakterizována cirkumdukčním pohybem spastické dolní končetiny a redukováným souhybem postižené paže. Paretická DK obvykle nevykonává v krokovém cyklu odraz a následný pohyb dopředu, místo toho slouží jako podpora těla během švihové fáze zdravé nohy (Dietz a Schrafl-Alternatt, 2016, s. 2290).

U zdravých jedinců bylo prokázáno, že pomalejší rychlost při chůzi je spojena s menšími exkurzemi kloubů dolních končetin, zejména v sagitální rovině (Murray et al., 1984, s. 274). Není proto překvapivé, že osoby po CMP, které chodí pomaleji než zdraví jedinci, vykazují v této rovině bilaterální snížení vrcholů exkurzí kloubů kyčelních, kolenních a hlezenních jak ve švihové, tak ve stojné fázi krokového cyklu (Chen et al., 2003, s. 925).

Mezi běžně pozorovatelné kinematické odchylky paretické dolní končetiny v sagitální rovině patří pozice hlezenního kloubu v plantární flexi při počátečním kontaktu – tzv. *drop foot* (zvyšující riziko pádu) (Kim a Eng, 2004, s. 143; Everaert et al., 2013, s. 579), hypertenze kolenního kloubu při přenosu váhy na stojnou DK (Kim a Eng, 2004, s. 143), stejně jako jeho menší flexe a nedostatek dorziflexe hlezenního kloubu během švihové fáze pro zajištění foot clearance (Kuan, Tsou a Su, 1999, s. 781). V transversální rovině se zjistilo, že paretický kyčelní kloub a hlezno vykazují abnormální zevní rotaci během krokového cyklu, zatímco v rovině frontální přechází paretická kyčel do abdukce a paretický kotník do inverze (Kuan, Tsou a Su, 1999, s. 780–781). Orientace pánve v sagitální rovině je u subjektů po CMP a zdravou kontrolní skupinou podobná (Kuan, Tsou a Su, 1999, s. 780), ale její horizontální orientace je zkreslená svým vychýlením směrem k paretické straně během krokového cyklu (Kuan, Tsou a Su., 1999, s. 780; Lamontagne et al., 2005, s. 102). Ve frontální rovině byla během švihu pozorována elevace pánve (Kuan, Tsou a Su., 1999, s. 779–780) a její větší laterální posun (Dodd a Morris, 2003, s. 1200).

Obnovení chůze po mrtvici není překvapivě spojeno se změnou modulace svalové aktivace postižené dolní končetiny (Den Otter et al., 2006, s. 4). Doposud se zdá, že během chůze dochází k malému vlivu na vzorec svalové aktivace zdravé DK vůči postižené končetině (z důvodu CMP). Předpokládalo se, že zhoršeným chůzovým projevům u subjektů po mrtvici přispívá abnormální koordinace svalů horních a dolních končetin (Barzi a Zehr, 2008, s. 1443; Stephenson, De Serres a Lamontagne, 2010, s. 109) společně s deficitní reflexní modulací (Lamontagne, Stephenson a Fung., 2007, s. 719). Somatosenzorické sítě zapojené do koordinace mezi pažemi a nohama během lokomoce však zůstávají po CMP částečně zachovány (Zehr a Loadman, 2012, s. 807). V souladu s tím jsou pacienti po mrtvici schopni přizpůsobit mezikončetinovou koordinaci DKK při chůzi různými rychlostmi na chodicím trenažeru s rozděleným pásem (Reisman et al., 2007, s. 1861).

### **1.3 Rehabilitace u pacientů po CMP**

Jedním z hlavních cílů pacientů po CMP na rehabilitačních odděleních je obnova jejich vlastní chůze. Ta pro ně představuje kontakt se světem, socializaci i uspokojení základních životních potřeb. Obnova lokomočních strategií závisí zejména na multisenzorické stimulaci neuroplasticity (Krobot et al., 2017, s. 521).

Dle studie provedené Paoluccim a jeho kolegy (2000), která zkoumala rozdíly ve výsledcích u pacientů, u nichž byla terapie zahájena s odstupem 20 dnů, vědci našli silný

inverzní vztah mezi datem zahájení a funkčním výsledkem (i když s dlouhými intervaly spolehlivosti a větším rizikem předčasného ukončení studia). Jinými slovy, pacienti, již s léčbou začali nejdříve, měli významně vyšší účinnost léčby než druhá nebo poslední skupina pacientů. Léčba zahájená během prvních 20 dnů pro CMP byla spojena s významně vysokou pravděpodobností vynikající terapeutické odpovědi. Pozdější začátek byl spojen se špatnou odpovědí. Na druhé straně časná intervence byla spojena s pětkrát větším rizikem předčasného ukončení léčby než u pacientů s opožděnou léčbou.

Z metaanalýzy provedené Maierovou, Ballesterovou a Verschurem (2019), kteří detailně rozebírali aktuální vědecké publikace týkající se neurorehabilitace (včetně terapeutického řešení obtíží s chůzí) a jejího prokazatelného využití u pacientů po mozkové příhodě, vychází následujících **15 principů**, jež představují efektivní přístup k rehabilitaci:

1. **Repetitivní cvičení** – Cvičební periody s velmi krátkou až žádnou dobou odpočinku. V rámci terapeutické jednotky lze aktivitu opakovaně trénovat konstantním nebo blokovým způsobem. V oblasti rehabilitace tento termín popisuje dlouhodobé a opakované používání postižené končetiny (Schmidt a Lee, 2011 in Meier, Ballester a Verschur, 2019, s. 3; Mulligan et al., 1980 in Meier, Ballester a Verschur, 2019, s. 3; Taub, Uswatte a Pidikiti, 1999, s. 242). Jedná se o velice efektivní přístup v terapii zaměřené na zdokonalení funkce dolních končetin z hlediska lokomoce. Zároveň je více než žádané pozměňovat varianty provedení pohybu viz. **variabilita tréninku** (Krobot et al., 2017, s. 523).
2. **Rozfázované cvičení** – Zkoumání lidských pohybových dovedností naznačuje, že prodloužení časového rozestupu mezi fázemi učení zlepšuje výkon při závěrečném retestu pacienta (Cepeda et al., 2006, s. 354). Pokud jsou však tato období učení příliš dlouhá, klesá míra pozornosti a jejího udržení (Savion-Lemieux a Penhune, 2005, s. 430).
3. **Dávkování / navyšování intenzity**– Zdá se, že k funkčním ziskům je zapotřebí přidat alespoň 16 hodin dalšího tréninku k průměrným 22 – 60 minutám terapie denně (např. 71 dalších minut denně po dobu 3 měsíců) během prvních 6 měsíců (Veerbeek et al., 2014, s. 18). Existují však určité diskuse o výhodách zvýšeného tréninku brzy po mozkové příhodě, společná analýza ale neodhalila žádný důkaz o negativním účinku navyšovaných tréninkových dávek (Hayward et al., 2014, s. 107). Proto je stále třeba stanovit přesnou míru dávka-odpověď pro různé terapie v různých stádiích po mrtvici (Kwakkel, 2009, s. 823).

Dle Krobot a kolektivu se doporučuje vyčlenit pro samotný trénink chůze minimálně 45 minut s denní pravidelností. Nejvhodnější je začít nácvik chůze již na iktových oddělení v krátké návaznosti na prodělanou ataku – zejména včasná vertikalizace a následný trénink bipedální chůze. Pro neuroplastické jevy je klíčové započít terapii již v subakutním stadiu nemoci. V závislosti na výkonnosti jedince následuje navyšování jak intenzity, tak i požadavků na koordinaci při provádění funkčních úkolů viz následující body (Krobot et al., 2017, s. 523).

4. **Task-specific / task-oriented nácvik funkční aktivity** – V tomto principu bývají konvenční rehabilitační protokoly zaměřeny na trénink ADL, protože jsou považovány za smysluplné pro pacienta (Hubbard et al., 2009, s. 176). Hlavním cílem rehabilitace je umožnit pacientovi vykonávat ADL samostatně. Přístup vychází zejména z vytrvalého tréninku ADL, jež si pacient plně uvědomuje (Krobot et al., 2017, s. 523). Terapie nemusí preferovat obnovení pohybových vzorců před CMP, ale umožňuje pacientovi získat kompenzační pohybové dovednosti (Winstein et al., 2014, s. 193).
5. **Goal-oriented trénink** – Goal-oriented přístup produkuje lepší dosahovou aktivitu než stejné pohyby bez vytyčeného cíle (Wu et al., 2000, s. 95). Stanovení konkrétních obtížných cílů vede k lepšímu motorickému učení než cíle nespecifikované (Gauggel a Fischer, 2001, s. 41). Zdá se, že zkoušení dovedností goal-oriented způsobem po předchozím upevnění zkušenosti v průběhu noci podporuje lepší výkon než prosté směřování pozornosti na dané pohyby (Cohen et al., 2005, s. 18241). Existují důkazy o tom, že cílený trénink je pro zotavení prospěšný. Může vést ke snižování impairmentu horní končetiny (Bosch et al., 2014, s. 1).
6. **Variabilita tréninku** – Rozmanitost v terapii lze uchopit dvěma způsoby, a to vytvořením variabilního plánu v dané terapeutické jednotce, nebo randomizací jednotlivých terapeutických sezení, což se též popisuje také jako náhodné cvičení (Shea a Morgan, 1979, s. 180). Ukázalo se, že obě metody vedou k dokonalejšímu zapamatování nových činností a kvalitnějšímu provedení podobných, avšak netrénovaných úkolů či pohybů. To vše funguje navzdory oslabeným (vzhledem k onemocnění) počátečním výkonům (Park et al., 2016, s. 8; Shea a Kohl, 1991, s. 187).
7. **Zvyšování obtížnosti** – Obtížnost úkolu lze určit na základě požadavků a okolností, jež jsou pro dané zadání relevantní, souhrnně nazývané nominální



obtížnost úkolu. Dále je můžeme určit také podle toho, jak náročné je zadání vzhledem k výkonům a dovednostem jedince. Takto je popsána funkční obtížnost úkolu. Procvičování vede k menšímu počtu predikčních chyb a menší potřebě zpracovat informace o chybách. Navyšování nominální obtížnosti úkolu tedy zvyšuje předpokládanou chybovost a požadavky na zpracování chyb. Optimální výzva pro motorické učení spočívá v tom, že funkční obtížnost úkolu vede k rovnováze mezi požadavky na zpracování informací a výkonem (Guadagnoli a Lee, 2004, s. 215).

8. **Multisenzorická stimulace** – Zvláštní význam pro rehabilitaci má integrace vizuálních a proprioceptivních informací při provádění pohybů. Ukázalo se, že zrak a propriocepce jsou zvýhodňovány odlišně v různých stádiích plánování pohybu (Sober a Sabes, 2003, s. 6982). Souběžná taktilní zpětná vazba během motorické obrazotvornosti zvyšuje přesnost klasifikace na rozhraní mozek-počítač při dekódování záměru pohybu, což může pomoci při uzavírání senzomotorické smyčky (Gomez-Rodriguez et al., 2011, s. 10). Multisenzorický stimulační trénink může pacientům pomoci zotavit se například z vizuálních deficitů nebo i z deficitů sluchové lokalizace (Làdavos, 2008, s. 109). Jako modelový příklad může posloužit pacient, jehož konfrontuje skupina lidí, kterou on slyší, vidí nebo s ní verbálně komunikuje. Pacientovým stanoveným cílem v rámci tréninku je se této skupině vyhnout (Krobot et al., 2017, s. 523).
9. **Rytmičkový cueing** – Důkazy přinášené v přehledech Grahna (2012) a Nombela et al. (2013) naznačují, že existují neuronální interakce mezi sluchovým a motorickým systémem (Grahn, 2012, s. 593; Nombela et al., 2013, s. 2565). Sluchový motorický trénink může změnit jejich vzájemnou strukturální propojitelnost (Moore et al., 2017, s. 43). Existují důkazy, že sluchově stimulovaná chůze na běžícím pásu může zlepšit koordinaci chůze i u pacientů po cévní mozkové příhodě (Thaut a Abiru, 2010, s. 266). Dále bilaterální trénink paže s rytmičkovým zvukovým cueingem zvyšuje funkční motorický výkon, který je udržován dlouhodobě (Whitall et al., 2000, s. 2390) a podmiňuje kortikální a cerebelární změny (Luft et al., 2004, s. 1860).
10. **Explicitní (přímý) feedback / znalost výsledků** – Pacientovo povědomí o jeho výsledcích (Knowledge of Results = KR) bylo definováno jako verbální a rozšířená zpětná vazba o dosažených cílech. Je to často jediný zdroj smysluplných výsledkových informací, které má jedinec k dispozici. (Salmoni

et al., 1984, s. 356). Bylo zjištěno, že vnější zpětná vazba může účinně vytvářet jednoduché asociace podnětů a reakcí; není to však jediný důsledek, jak prokázal výzkum provedený na zvířatech (Winstein, 1991, s. 141; Schmidt a Lee, 2019, s. 378). Informace o výsledcích jedinec získává prostřednictvím explicitní zpětné vazby. Ta je založena na kvantitativních nebo kvalitativních výsledcích úkolu, např. správnosti, přesnosti, úspěchu nebo neúspěchu (Schmidt a Lee, 2019, s. 372). Tato zpětná vazba nemusí být ústní. Při nedosažení cíle může subjekt například slyšet nepříjemné tóny nebo vidět, že nezasažená místa mění barvu (Taylor, Krakauer, Ivry, 2014, s. 3024).

**11. Implicitní (nepřímo vyjádřený) feedback / znalost výkonu** – Znalost výkonu (Knowledge of Performance = KP) byla definována jako zpětná vazba při provádění pohybu ve formě slovních popisů, demonstrací či opakování nahrávek (Gentile, 1972, s. 8). Implicitní senzorní zpětné vazby zlepšují učení se z chyb senzomotorické predikce, které mohou vést například k adaptaci na nečekané odchylky (Shadmehr, Smith a Krakauer, 2010, s. 103–104), případně přispět k nepřímým (implicitním) mechanismům učení (Taylor, Krakauer, Ivry 2014, s. 3024). Souběžná implicitní zpětná vazba vede k trvalým adaptacím na visuomotorické změny, které nenastaly (Hinder et al., 2008, s. 124), nebo jsou méně pozorovatelné (Taylor, Krakauer, Ivry, 2014, s. 3023), i když je poskytnuta zpětná vazba o výsledku pohybu, např. KR. Přestože se KP během tréninku jeví jako prospěšná, existují důkazy, potvrzující možnou závislost subjektů, což může vést k nižšímu výkonu, když je zpětná vazba odstraněna (Ronsse et al., 2011, s. 1292).

**12. Modulace výběru realizátorů / efektorů pohybu** – V akutním stadiu po cévní mozkové příhodě pacienti obvykle potlačují užívání postižené končetiny kvůli bolesti, slabosti nebo malfunkci (Taub a Uswatte, 2003, s. 35). V důsledku toho jsou jedinci náchylní k nadužívání neparetických končetin. Výsledné nedostatečné používání postižené končetiny může způsobit ztrátu behaviorálních a neuronálních funkcí (Taub et al., 2006, s. 242). Z těch terapeutických přístupů, které úspěšně působily proti naučenému nepoužívání končetin, je CIMT (Constraint-induced Movement Therapy) nejběžnější a nejúspěšnější přístup (Kwakkel et al., 2015, s. 224). Studie fMRI odhalila změny ve vzorcích mozkové aktivity způsobené použitím paretické paže u pacientů, kteří podstoupili dvoutýdenní program CIMT v domácích podmínkách. Jedinci měli po 90 % doby,

kdy byli bdělí, zdravé rameno zafixováno (Johansen-Berg et al., 2002, s. 2731–2733).

- 13. Observace pohybu** - Pokud poškození končetiny brání jejímu aktivnímu pohybu, mohou pacientům pomoci vizuální iluze, které simulují pohyby paretické končetiny. Mechanismus predikce chyb řízený mozečkem by mohl být obdobně aktivován prostřednictvím alternativního znázornění pohybu dané končetiny (Fiorio et al., 2014, s. 712–714). Pravděpodobně čím silnější je vizuální iluze, tím větší je její působení na CNS, což by mohlo vysvětlit rozdíl ve vzorcích aktivace mozku mezi aktivním pozorováním a zrcadlovou terapií. Smyslem pro toto působení je poučit se z chyb senzomotorických predikcí (Tsakiris et al., 2007, s. 658), resp. působení je snižené, když se predikce a výsledek neshodují (Sato a Yasuda, 2005, s. 247).
- 14. Kognitivní trénink / motorická představa** – Mentální procvičování a motorická představa se spoléhají na schopnost simulovat akce bez zjevného pohybového chování, jak je shrnuto v simulační teorii (Jeannerod, 2001, s. 103). Motorickou představu lze považovat za mentální zkoušku budoucích pohybů a plánů volní motoriky (Naito et al., 2002, s. 3683), které mohou být prospěšné pro motorické učení (Di Rienzo et al., 2016, s. 1). Protože si pacienti zachovávají schopnost představit si pohyb s paretickou končetinou, může motorická praxe v představě usnadnit funkční reorganizaci (Johnson, 2000, s. 729). Metaanalýza zaměřená na účinnost motorické představy našla určité trendy pozitivních výsledků. Společné účinky však nelze odhadnout, protože existuje jen několik studií a jejich protokoly, měření a intervence se velmi liší (Braun et al., 2006, s. 845). Kognitivně-motorická interference je těž nedílnou součástí mentálního tréninku. Jedinci, pro kterého je samostatná lokomoce poměrně obtížná, se k dané aktivitě navíc připojuje kognitivní úkol, což může být například odečítání 7 od 100, vyjmenovávání slov začínající na určité písmeno aj. (Krobot et al., 2017, s. 523).
- 15. Sociální interakce** - Sociální interakce byla definována jako chování, ve kterém jsou činnosti jedince jednak reakcí a zároveň stimulem pro chování protistrany (Rubin, Bukowski a Parker, 2006 in Meier, Ballester a Verschur, 2019, s. 11). Mnoho ADL spouští sociální interakci, ale neschopnost jejich provedení může vést k nežádoucí závislosti na ostatních (Lilja et al., 2003, s. 76). Úroveň soběstačnosti ovlivňuje výkon a učení motorických dovedností a naopak. Zároveň je ovlivňováno oceněním nebo naopak odrazováním od ostatních (Wulf,

Chiviacowski a Lewthwaite, 2012, s. 14–15). Záznamy fMRI subjektu, který zažil live sociální interakci, odhalily aktivace v oblastech běžně identifikovaných ve vnímání sociálních podnětů, kromě jiných regionů zapojených do cílené a vizuální pozornosti a zpracování odměn (Redcay et al., 2010, s. 1639; Maier, Ballester a Verschure, 2019, s. 3–11).

### **1.3.1 Způsoby a možnosti terapie chůze**

Samotná terapie chůze by měla korespondovat s danými přáními pacienta, s ohledem na jeho individualitu. Obecně se mezi cíle terapeuta i pacienta řadí samostatná chůze a s tím spjatá nezávislost v ADL, dále její vyšší rychlost, dostatečná vytrvalost a schopnost jedince reagovat na proměnlivé podmínky zevního prostředí. Jak bylo výše uvedeno, terapie se nejvíce zaměřuje na pacienty v subakutním stadiu po CMP.

Neurorehabilitace chůze se opírá o principy popsané v kapitole výše. Mezi prostředky a metody využívané k terapii v posledních letech dle Belda-Lois et al. (2011, s. 4–9) patří zejména:

#### *Bobath koncept*

V České republice se jedná o jednu z nejužívanějších metod u pacientů po CMP. Tento koncept se opírá o práci trupu a kořenových kloubů, kdy na základě splnění určitých podmínek, jež jsou potřebné pro vybranou aktivitu, postupuje na končetiny distálním směrem. Před samotným tréninkem chůze se využívají prvky konceptu zaměřené na normalizaci svalového tonu, trupovou stabilizaci, facilitaci požadovaných pohybových vzorců jednotlivých pohybových segmentů. Terapie je zaměřena na výsledné správné využívání postižené strany těla, v souladu se stranou zdravou, bez větších odchylek (Lennon, 2001, s. 925).

#### *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*

PNF pracuje s motorickými rezervami pacienta a jejich mobilizací, kterou se terapeut snaží oslovit. Cílem je v této situaci zejména obnovit fyziologickou dovednost jedince, tj. chůzi, která bývá po CMP patologická. Stěžejní pro úspěšnou terapii je stimulace proprioceptorů, a tedy maximální možná aferentace do CNS pro využití jejího potenciálu. Výsledná motorická dovednost by měla splňovat několik skutečností – cíl by měl být dosažen s maximální možnou přesností (s ohledem na individualitu jedince) a celý motorický projev by měl být energeticky méně náročný a zvládnutý za kratší časový úsek. Často zmiňovaným pojmem je tzv. „opakování

bez opakování“, a tedy provádění dané činnosti v různých obměnách a variantách tak, aby byly zapojovány rozdílné neuronální spoje a motorické vzory. Mezi facilitační metody patří odpor, iradiace a zesílení, manuální kontakt, verbální a zraková stimulace, timing, trakce a aproximace, stretch a pohybové diagonály (Bastlová, 2018, s. 9–20; Bernstein, 1967 in Nadin, 2015, s. 333; Schmidt a Lee, 2014, s. 5)

#### *Konzervativní trénink chůze s dopomocí terapeuta*

Nejběžnější přístup je právě chůze pacienta za pomoci terapeuta. Asistence může být taktilní či verbální. Výhodou pro pacienta je okamžitá zpětná vazba provedená jak manuální korekcí, která může být pro fyzioterapeuta fyzicky i mentálně náročná, tak slovním komentářem a poznatky. Dvojice (někdy trojice) se může zaměřit na jednotlivé prvky chůze, ale i na chůzi jako celek. Neopomenutelným faktem je možnost individuálního přístupu k pacientovi. Benefitem tohoto přístupu oproti jiným (např. přístrojovým terapiím) je neopomenutelná zkušenost terapeuta (Krobot et al., 2017, s. 524).

#### *Trénink chůze na chodicím pásu (treadmill training)*

V posledních letech roste obliba využívání chodicího pásu v terapii u neurologických pacientů. Pacient je pásem určitým způsobem stimulován k maximálnímu využívání paretické končetiny (tzv. vynucené použití) díky četnějšímu počtu krokových cyklů. V důsledku dochází k většímu zatížení a aktivaci paretických svalů, a to zejména při vyšších rychlostech (Eng et al., 2014, s. 1423). Chůze na pásu stimuluje dle předpokladů aktivitu CPG (centrálních generátorů pohybu) právě na základě početného opakování kroků (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014 in Krobot et al., 2017, s. 524).

Tento způsob terapie lze aplikovat i na méně zdatné jedince, a to díky přídatnému závěsnému systému, který pacienta dokáže odlehčit na požadovanou mez, při které je pacient schopen samostatné chůze, tzv. body-weight support therapy. Většinou se jedná o pacienty, kteří vyžadují značnou míru asistence ve smyslu odlehčení. Otázkou však zůstává, na kolik je facilitován stereotyp krokového cyklu (Eng a Tang, 2007, s. 1424).

Trénink na chodicím pásu lze zkombinovat s virtuální realitou. Pacient při chůzi musí řešit překážky a jiné komplikace, které se před ním objeví na obrazovce. Jedná se o poměrně nedávný přístup v terapii chůze, který však může umožnit lepší provedení funkčních aktivit, než dochází při tradiční terapii. Techniky jsou založeny na sensorickém experimentování prostřednictvím interakce mezi člověkem a přístrojem (Corbetta, Imeri, Gatti, 2015, s. 117).

Virtuální realita byla definována jako použití interaktivních simulací vytvořených pomocí počítačového hardwaru a softwaru k tomu, aby uživatelé mohli být zapojeni do prostředí, která vypadají a lidé je vnímají podobně jako skutečné objekty a události (Weiss et al., 2006, s. 183). V praxi jedinec trénuje např. vyhýbání se překážkám, překračování objektů či lávek. Podmínky zevního prostředí se regulují na základě výkonnosti a s ohledem na momentální kognitivní kapacitu pacienta.

#### *Roboticky asistovaná chůze*

Jedná se zejména o využití tzv. exoskeletonů či lokomatů, jež pomáhají držet pacienta ve vertikále a následně mu umožňují jednodušší lokomoci nebo suplují chůzi s maximální dopomocí, pokud ji pacient není schopen sám generovat (Krobot et al., 2017, s. 524). Tyto přístroje jsou velice nákladné a k jejich využití dochází zejména na specializovaných pracovištích, jako je například Rehabilitační ústav Kladruby. Zde jsou hospitalizováni pacienti po získaném poranění mozku či míchy, kteří zde podstupují intenzivní rehabilitační program (Rehabilitační ústav Kladruby, 2020).

## **1.4 Možnosti přístrojové techniky při měření chůzových parametrů u pacientů**

### **1.4.1 Zebris FDM-T**

Chodící pásy umožňují analýzu chůze i terapii u vybrané skupiny pacientů. Díky přídatným bezpečnostním prvkům (závěsný systém, madla, nájezdová plošina pro vozík) je testování a následná terapie možná i u pacientů neschopných samostatného stoje a chůze (Kolářová et al., 2014, s. 35–39).

Chodící pás výrobce Zebris poskytuje uživatelům široké spektrum funkcí. Díky tenzometrické plošině je možné změřit řadu parametrů chůze. Primárně se přístroj využívá pro analýzu chůze a následnou terapii. Celkové hodnocení výkonu je možné posoudit i díky dvěma videokamerám snímajícím pohybujícího se jedince. Pro přípravu tréninku chůze jsou nastaveny parametry jako délka kroku a úhel nohy, které jsou automaticky vzaty z analýzy chůze či individuálně nastavené podle cílových specifikací. V neposlední řadě zde terapeuti oceňují možnost porovnání měření – například před první terapií a po skončení rehabilitačního bloku (Zebris Medical GmbH, 2018).

Jednou z výhod použití tohoto typu pásu k analýze chůze je možnost zaznamenat velké množství krokových cyklů. Výstupem z měření je např. vertikální reakční síla podložky. Ta popisuje a analyzuje výchylky provedené chůze v závislosti na zdravotním stavu pacienta. U pacientů po CMP bude mít křivka jiný tvar než u zdravých či případně ortopedických pacientů aj. (Kolářová et al., 2014, s. 35–36).

Dále lze při chůzi hodnotit maximální tlaky a změnu polohy COP, časoprostorové parametry, silové parametry, distribuci tlaků ve stejné fázi se souvisejícími parametry (Kolářová et al., 2014, s. 42–45).

### **1.4.2 Povrchová elektromyografie**

Pomocí povrchové elektromyografie (EMG) je možné naměřit bioelektrický signál svalů. Výhodou tohoto měření je jeho bezpečná, jednoduchá a neinvazivní aplikace na tělo vybraného jedince a také schopnost snímat více svalů současně v průběhu daných pohybů. Pomocí získaného signálu může být popsána nejen velikost svalové aktivity, ale i timing svalů, případně svalová únava a další parametry (Criswell, 2011, s. 5; Kolářová et al., 2014, s. 75).

Zaznamenaná svalová aktivita, reprezentující výkon nervového systému, může být kvantifikována různými způsoby. Výhodou měření je možnost porovnávat signály z paretické končetiny se zdravou nebo méně postiženou stranou v souvislosti s hemiparézou, aby se objasnilo výsledné aberantní motorické chování (Rozanski et al., 2019, s. 3).

Pro aplikaci elektrod je nezbytné být dostatečně seznámen s anatomickými vlastnostmi těch částí těla, která podléhají vybranému měření. Při nesprávné aplikaci může dojít ke zkreslení dat. Mimo místo aplikace je důležité si uvědomit, jaká je pozice zkoumaného svalu, a tedy zda se jedná o sval povrchový či naopak hluboko uložený. Dalším problémem, který komplikuje měření povrchovou elektromyografií, je tzv. cross-talk, a tedy záznam energie ze vzdálenějších svalů, což může způsobit obtíže v rozlišování signálů. Selektovat tak vybraný sval může být až neproveditelné (Criswell, 2011, s. 6; Richards, 2019).

K měření se využívají různé druhy elektrod. Monopolární elektrody se v současnosti využívají zřídka kvůli jejich zaznamenávání velkého množství ruchu z okolí (mají totiž pouze jeden senzor). Druhou možností jsou elektrody bipolární (single differential EMG), kdy je signál porovnáván mezi dvěma elektrodami. U bipolárního přiložení musí být ale brán zřetel na výše zmíněný cross-talk. Poslední variantou je využití tzv. double differential EMG, a tedy měření pomocí dvou párů elektrod a následného přenosu signálu přes druhý diferenciální

zesilovač (Enoka, 2008, s. 201; Richards, 2019). Z důvodu nutnosti standardizace poly-EMG měření při vytváření studií, jež se následně porovnávají, bylo rozhodnuto ve prospěch bipolárního snímání svalové aktivity. Elektroda by měla být kladena kolmo na průběh svalových vláken. Elektrody by od sebe neměly být vzdáleny na více než 20 mm (Kolářová et al., 2014, s. 81)

Po naměření je nutné surový signál zpracovat v odpovídajícím softwaru s cílem převést hodnoty do číselné podoby nutné pro další zpracování. Při analýze amplitud signálu se využívá tzv. rektifikace, což znamená převrácení záporně naměřených hodnot do kladných, či jejich eliminaci. Výsledná polarita signálu se nalézá pouze v pozitivní rovině (Kolářová et al., 2014, s. 84). V daném programu se signál musí filtrovat z důvodu utlumení možných artefaktů vzniklých při měření (Pánek, Pavlů a Čemusová, 2009, s. 178). Artefakt je zaznamenán na základě měnicího se množství elektrolytů, jež přenáší elektrické děje ze svalu na danou elektrodu. Jedná se o kontaminaci elektromyografického signálu a často je obtížné jej rozeznat. Jejich vznik podmiňuje nedokonalé upevnění zesilovače EMG signálu. K filtraci se nejčastěji užívají high-pass a low-pass filtry, které odstraňují nízkofrekvenční artefakty, respektive ty vysokofrekvenční (Kolářová et al., 2014, s. 80).

V neposlední řadě je nutné provést normalizaci naměřených hodnot, aby mohly být následně zpracovány. Normalizace znamená stanovení referenční hodnoty a následné vztažení naměřeného signálu k této hladině. Výsledkem je potom procentuální poměrové vyjádření míry aktivity svalu při zachovaném charakteru průběhu změny amplitudy v závislosti na čase (Kolářová et al., 2014, s. 85).



## 2 Cíle a hypotézy diplomové práce

V této práci bylo cílem objasnit rozdíl ve svalové aktivitě na dolních končetinách u pacientů po cévní mozkové příhodě. Porovnávaly se naměřené hodnoty paretické a neparetické dolní končetiny vždy při úvodním (prvním) a výstupním (druhým) měření.

Vzájemně se také srovnávala chůze na pásu s chůzí po chodbě. Poslední dvě hypotézy (H4 a H5) se zabývají rozsahem úhlové rychlosti (rozdílem mezi maximální a minimální naměřenou hodnotou) tibie a femuru při stojné a švihové fázi krokového cyklu.

- H<sub>0</sub>1: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na pásu během 1. a 2. měření neexistuje.
- H<sub>A</sub>1: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na pásu během 1. a 2. měření existuje.
  
- H<sub>0</sub>2: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.
- H<sub>A</sub>2: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na chodbě během 1. a 2. měření existuje.
  
- H<sub>0</sub>3: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině mezi chůzí na pásu a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.
- H<sub>A</sub>3: Rozdíl v aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické a neparetické dolní končetině mezi chůzí na pásu a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření existuje.

- $H_04$ : Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru paretické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.
- $H_A4$ : Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru paretické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření existuje.
- $H_05$ : Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru neparetické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.
- $H_A5$ : Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru paretické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření existuje.

## 3 Metodika výzkumu

### 3.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Pro tuto práci byli vybráni pacienti po atace cévní mozkové příhody. Celkem se výzkumu zúčastnilo 12 pacientů (10 mužů a 2 ženy), kteří byli hospitalizováni a léčeni ve Fakultní nemocnici Olomouc, kde zároveň po uplynulé primární péči podstoupili neurorehabilitaci na oddělení Rehabilitace téže instituce. Podmínkou pro splnění měření byla jejich účast při vstupním a výstupním měření, z něhož byla získána data pro potřeby diplomové práce. Z důvodu nemožnosti splnit výše uvedené podmínky museli být 3 probandi z výzkumu vyřazeni.

Z celkového počtu 9 probandů bylo 8 z nich v subakutní fázi onemocnění, zbylý jeden pacient byl ve chronickém stádiu. Pět pacientů mělo lézi v a. cerebri media, jeden v capsule interně, jeden v bazálních gangliích, jeden ve vertebrobazilárním povodí a poslední pacient neměl stanovené místo nálezu. Stěžejní byla skutečnost, zda daní pacienti měli poruchu chůze v důsledku CMP. Průměrný věk probandů bylo 65 let ( $\pm 12,4$ ), váha 74 kg ( $\pm 6$ ) a výška 173 cm ( $\pm 5,3$ ). Předpokladem pro plnění byl dostatečný kognitivní stav pacienta pro pochopení prováděných úkolů a odpovídající fyzický stav. Pacienti měli být schopni chůze bez opěrných pomůcek na vzdálenost alespoň 10 metrů. Pokud to pacientův stav nedovolil, bylo možno použít kompenzační pomůcky, tj. francouzské hole či hůlky, ale bylo nutno tuto skutečnost při testování zaznamenat. Z tohoto důvodu byli jedinci posuzováni podle FAC (Funcional Ambulation Categories), a to číslem 4, tzn. supervize - pacient zvládá chůzi po rovném povrchu bez manuálního kontaktu jiné osoby, ale vyžaduje její dohled, anebo číslem 5, tzn. nezávislost, rovný povrch - pacient zvládá sám chůzi po rovném povrchu, asistenci vyžaduje jen na nerovném povrchu. V případě že vybraní jedinci splnili kritéria stanovená pro tento výzkum, byli zařazeni do testovací skupiny. Předpokládalo se, že se testování zúčastní minimálně 10 probandů. Měření probíhalo od dubna 2019 do února 2020.

Před prvním měřením byl pacientovi vysvětlen postup měření i se všemi riziky. Následně proband podepsal informovaný souhlas (viz. Příloha č. 1) schválený Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

### 3.2 Průběh experimentu

Probandi se zúčastnili dvou měření. První měření proběhlo ihned po nástupu na rehabilitační oddělení FNOL. Druhé, porovnávací, měření bylo provedeno před ukončením terapeutického pobytu. Obvykle se tak dělo 7 – 21 dnů od započetí hospitalizace. Délka hospitalizace závisela na zdravotním stavu pacienta a na rozhodnutí ošetřujícího lékaře. Poté byl pacient propuštěn do následné rehabilitační nebo domácí péče. V případě, že proband nebyl schopen absolvovat kontrolní měření, musel být ze studie vyřazen.

Terapeutické jednotky byly vysoce individuální, jednalo se však o intenzivní rehabilitační péči pod vedením fyzioterapeutů a indukujícího lékaře. Nedílnou náplní rehabilitačního plánu pacientů byl samotný trénink chůze s terapeutem i na pásu Zebris FDM-T, při kterém se využívaly prvky virtuální reality, či na pásu C-Mill. Pacienti na oddělení podstupovali zpravidla dvakrát denně 40minutovou terapii (obvykle na neurofyziologickém podkladě) s fyzioterapeutem, bylo-li potřeba terapii s ergoterapeutem v délce 40 minut, a také půl hodinovou terapii na pásu obohacenou o virtuální realitu.

Měření bylo plánováno tak, aby byly dodrženy obdobné podmínky – určitá denní doba, stejné přístroje a umístění elektrod. K měření byl využit pás HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T a povrchová elektromyografie DELSYS TRIGNO™ EMG.

Pacient přicházel v doprovodu terapeuta do kineziologické laboratoře, kde ho fyzioterapeut nejprve poučil o průběhu měření, seznámil ho s možnými riziky plynoucích z měření a vysvětlil a názorně ukázal přesný postup.

Vybrané lokace na svalových bříškách svalů pro umístění elektrod byly řádně očištěny abrazivní pastou pomocí mokrého ručníku a následně osušeny. Jestliže ochlupení jedince znemožňovalo aplikaci elektrod přímo na kůži, bylo potřebné dané místo oholit. Tato opatření byla nutná dodržovat z důvodu zamezení vzniku nežádoucího narušení snímaného signálu. Terapeut umístil elektrody na vybrané svaly a tělesné segmenty. Jednalo se o symetrické situování elektrod na paretické i neparetické straně na těchto svalech:

- m. rectus femoris,
- m. biceps femoris,
- m. gastrocnemius medialis,
- m. tibialis anterior.

Na tělo pacienta byly dále umístěny akcelerometry – konkrétně na tibií anteriorně pod tuberositas tibiae bilaterálně, femur z laterální strany bilaterálně a sakrum.

Veškeré elektrody byly zapnuty a spárovány s počítačem. Kontrola funkčnosti probíhala v softwaru Acquisition Delsys, ve kterém následně probíhalo i samotné měření.

První měřenou aktivitou byl stoj s otevřenýma a zavřenýma očima na pásu Zebris, který byl před příchodem pacienta zkalibrován. V případě potřeby se pacient přidržoval madel. Terapeut stál za pacientem v případě nutnosti poskytnout pomoc probandovi při ztrátě rovnováhy. Po dobu 30 vteřin bylo prováděno nejprve první, pak i druhé měření.

Druhou aktivitou byla chůze na pásu Zebris a na chodbě. Toto měření bylo randomizované. Obě měření byla zaznamenávána kamerovým systémem, jež je součástí zařízení Zebris FDM-T. Jednotlivé chůze trvaly 60 vteřin. Při obou měřeních byl pro pacientovu bezpečnost přítomen terapeut. Při chůzi na chodicím pásu se volila rychlost dle momentálního stavu pacienta. Kritériem je zvolení dostatečné rychlosti tak, aby daný proband vydržel celé měření neohroženě jít a nehrozilo předčasné ukončení vyšetření. Pacient se k dané rychlosti vyjadřuje na základě svého subjektivního pocitu.



**Obrázek 3.2-1:** Chůze na pásu s dohledem terapeuta



**Obrázek 3.2-2:** Chůze na chodbě se supervizí terapeuta

Po ukončení měření byl pacient posazen, byly z něj sejmuty elektrody a za doprovodu terapeuta byl odveden na pokoj.

### **3.3 Použité metody při zpracování EMG signálu a dat z gyroskopu**

Pro zpracování naměřených EMG surových dat a dat z gyroskopů byl využit program Visual3D program. Do tohoto programu se importovala všechna získaná data naměřená při chůzi na pásu i na chodbě z prvního i druhého měření. Vznikly dva soubory – jeden zahrnující údaje o chůzi na pásu při prvním a druhém měření a druhý obdobný pro chůzi na chodbě.

Prvním krokem po vložení dat (prvního a druhého měření na pásu) bylo vytvoření štítků PRE a POST, které sloužily k definování úvodního a kontrolního měření. V dalším kroku byla vyexportována data z gyroskopů, které byly součástí elektrod umístěných na svalových bříškách m. tibialis anterior bilaterálně. V těchto záznamech bylo vybráno pět po sobě jdoucích krokových cyklů začínajícím heel strikem levé (označený jako LON – left ON), resp. pravé (RON) dolní končetiny. Tato označení se promítla do všech naměřených skutečností (EMG signálů a dalších gyroskopických či akcelerometrických grafů). Došlo k vyselektování EMG signálů z vybraných svalů daných krokových cyklů zmíněných výše.

Následně byla spuštěna tzv. pipeline, která EMG signál zpracovala. V tomto procesu bylo provedeno: remove mean, high-pass filtrace, rektifikace a low-pass filtrace.

V neposlední řadě byla veškerá zpracovaná data vyexportována pomocí exportní pipeline do souboru Microsoft Office Excel. V tomto dokumentu byly naměřené hodnoty pomocí funkcí maximum, minimum, suma přichystány a normalizací zpracovány. Následujícím úkolem bylo již statistické vyhodnocení.

### **3.4 Metody statistického zhodnocení**

Naměřená data byla zhodnocena v programu STATISTICA. Pomocí popisné statistiky byly vypočteny aritmetické průměry, mediány a směrodatné odchylky. P-hodnota byla získána pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) a Mann-Whitneyho U-testu. Neparametrický Mann-Whitney test byl použit z důvodu výskytu tzv. odlehlých měření, jež mají vliv na normalitu dat. Hladina statistické významnosti  $\alpha$  byla nastavena na hodnotu  $p \leq 0,05$ .

## 4 Výsledky

V tabulce č. 1 a 2 jsou k vidění výsledky popisné statistiky integrovaného EMG všech měřených svalů. Hodnoty p jsou zvýrazněny.

**Tabulka 1:** Hodnoty popisné statistiky pro iEMG – chůze na pásu a na chodbě při 1. měření

1.měření							
BF iEMG	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0015	0,0015	0,0008	0,0012	0,0010	0,0007	<b>0,38</b>
GAIT	0,0018	0,0016	0,0010	0,0017	0,0012	0,0014	<b>0,48</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,43</b>			<b>0,54</b>			
GM iEMG	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0020	0,0022	0,0010	0,0013	0,0016	0,0007	<b>0,13</b>
GAIT	0,0035	0,0027	0,0024	0,0020	0,0018	0,0011	<b>0,19</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,11</b>			<b>0,33</b>			
RF iEMG	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0054	0,0012	0,0129	0,0016	0,0010	0,0021	<b>0,54</b>
GAIT	0,0202	0,0017	0,0549	0,0088	0,0012	0,0226	<b>0,54</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,22</b>			<b>0,29</b>			
TA iEMG	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0024	0,0021	0,0010	0,0100	0,0030	0,0160	<b>0,19</b>
GAIT	0,0035	0,0034	0,0015	0,0085	0,0034	0,0106	<b>0,66</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,13</b>			<b>0,72</b>			

**Legenda:** iEMG – integrovaný elektromyografický signál, paretic – paretická DK, non-paretic – neparetická DK, p-value – p-hodnota (hladina významnosti), mean – průměr, median – medián, SD – standard deviation (směrodatná odchylka), TREAD – chůze na pásu, GAIT – chůze po chodbě, BF – m. biceps femoris, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, TA – m. tibialis anterior.

**Tabulka 2:** Hodnoty popisné statistiky pro iEMG – chůze na pásu a na chodbě při 2. měření

<b>2.měření</b>							
<b>BF iEMG</b>	<b>paretic</b>			<b>non-paretic</b>			<b>p-value paretic non-paretic</b>
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0012	0,0012	0,0004	0,0015	0,0013	0,0009	<b>0,72</b>
GAIT	0,0013	0,0011	0,0008	0,0017	0,0016	0,0008	<b>0,11</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,86</b>			<b>0,43</b>			
<b>GM iEMG</b>	<b>paretic</b>			<b>non-paretic</b>			<b>p-value paretic non-paretic</b>
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0018	0,0020	0,0009	0,0016	0,0020	0,0007	<b>0,60</b>
GAIT	0,0024	0,0020	0,0015	0,0022	0,0015	0,0014	<b>0,66</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,54</b>			<b>0,72</b>			
<b>RF iEMG</b>	<b>paretic</b>			<b>non-paretic</b>			<b>p-value paretic non-paretic</b>
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0009	0,0009	0,0004	0,0011	0,0008	0,0007	<b>0,86</b>
GAIT	0,0015	0,0015	0,0010	0,0019	0,0014	0,0015	<b>0,86</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,06</b>			<b>0,16</b>			
<b>TA iEMG</b>	<b>paretic</b>			<b>non-paretic</b>			<b>p-value paretic non-paretic</b>
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	0,0024	0,0021	0,0011	0,0023	0,0022	0,0010	<b>1,00</b>
GAIT	0,0036	0,0033	0,0015	0,0034	0,0032	0,0014	<b>0,86</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,06</b>			<b>0,06</b>			

**Legenda:** iEMG – integrovaný elektromyografický signál, paretic – paretická DK, non-paretic – neparetická DK, p-value – p-hodnota (hladina významnosti), mean – průměr, median – medián, SD – standard deviation (směrodatná odchylka), TREAD – chůze na pásu, GAIT – chůze po chodbě, BF – m. biceps femoris, GM – m. gastrocnemius medialis, RF – m. rectus femoris, TA – m. tibialis anterior.



V tabulce č. 3 a 4 jsou spočteny hodnoty popisné statistiky pro rozsahy úhlových rychlostí tibie a femuru při stejné a švihové fázi krokového cyklu. Signifikantní hodnoty p jsou zvýrazněny červeně.

**Tabulka 3:** Hodnoty popisné statistiky rozdílů úhlových rychlostí tibie a femuru – chůze na pásu a na chodbě při 1. měření

1.měření							
ROV_tib_st	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	54,662	56,051	25,402	-8,761	-21,691	45,799	<b>0,013</b>
GAIT	103,418	91,052	63,285	97,450	90,894	65,676	<b>0,860</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,064</b>			<b>0,002</b>			
ROV_tib_sw	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	154,099	168,460	57,683	-9,590	-60,247	117,608	<b>0,022</b>
GAIT	257,901	250,781	101,913	250,959	280,680	79,627	<b>0,930</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,064</b>			<b>0,002</b>			
ROV_fem_st	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	92,650	96,896	30,798	95,468	95,124	36,582	<b>0,930</b>
GAIT	211,633	211,721	125,963	226,076	178,239	154,136	<b>0,930</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,017</b>			<b>0,003</b>			
ROV_fem_sw	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	153,049	164,360	40,055	162,334	179,990	61,612	<b>0,480</b>
GAIT	187,157	183,320	65,894	213,547	196,455	93,517	<b>0,724</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,427</b>			<b>0,251</b>			

**Legenda:** ROV – rozdíl úhl. rychlosti, \_tib – tibie, \_st – stejná fáze, \_sw – švihová fáze, \_fem – femur, paretic – paretická DK, non-paretic – neparetická DK, p-value – p-hodnota (hladina významnosti), mean – průměr, median – medián, SD – standard deviation (směrodatná odchylka), TREAD – chůze na pásu, GAIT – chůze po chodbě.

**Tabulka 4:** Hodnoty popisné statistiky rozdílů úhlových rychlostí tibie a femuru – chůze na pásu a na chodbě při 2. měření

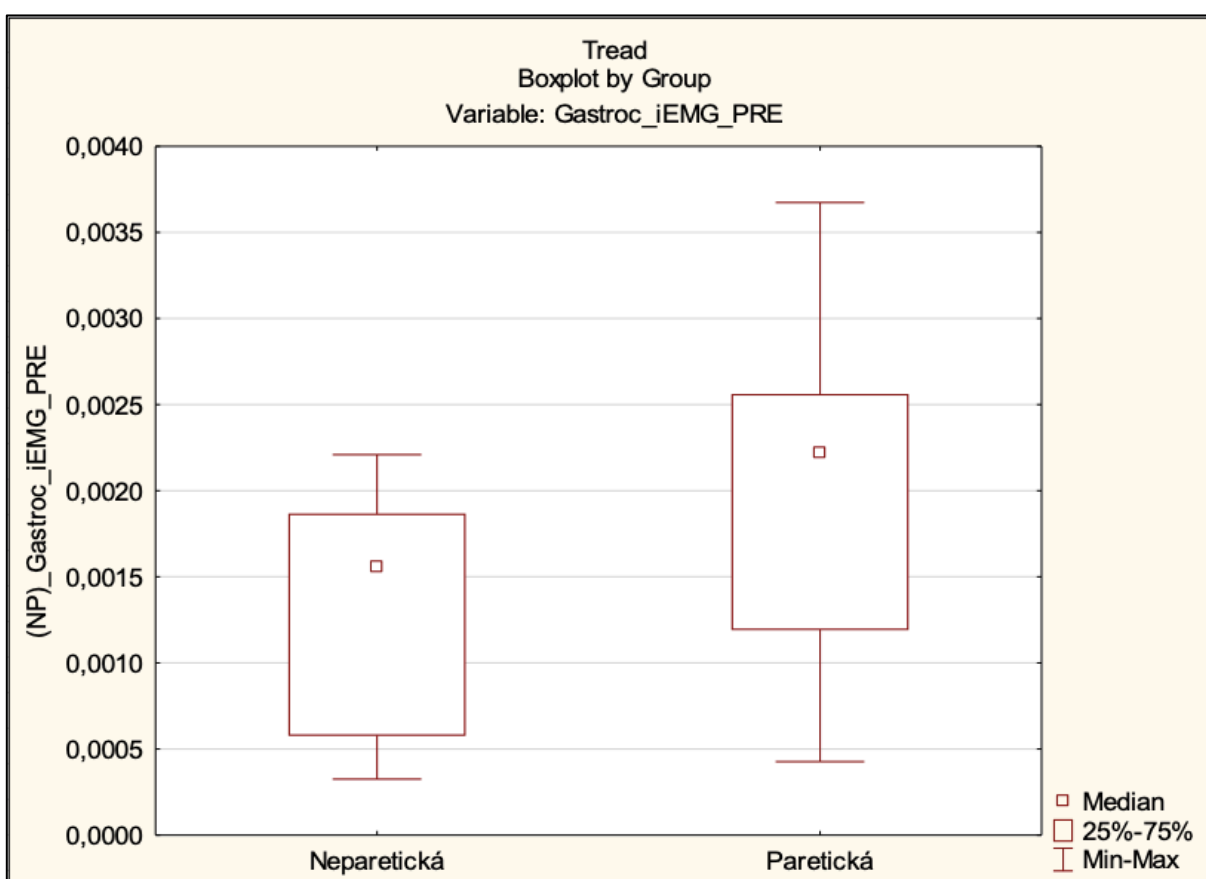
2.měření							
ROV_tib_st	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	58,408	55,417	34,751	57,030	48,473	28,807	<b>0,930</b>
GAIT	150,209	124,216	65,459	109,896	97,181	45,742	<b>0,052</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,003</b>			<b>0,006</b>			
ROV_tib_sw	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	159,526	157,002	39,151	179,969	156,441	63,469	<b>0,791</b>
GAIT	321,310	308,124	83,848	285,216	279,266	63,974	<b>0,724</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,000</b>			<b>0,005</b>			
ROV_fem_st	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	113,355	95,112	69,935	120,888	124,595	66,057	<b>0,536</b>
GAIT	301,306	242,303	142,912	323,237	282,315	178,842	<b>0,930</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,005</b>			<b>0,001</b>			
ROV_fem_sw	paretic			non-paretic			p-value paretic non-paretic
	mean	median	SD	mean	median	SD	
TREAD	177,810	177,119	64,673	167,563	182,317	66,220	<b>0,724</b>
GAIT	260,130	255,828	79,318	245,180	240,189	91,500	<b>0,791</b>
p-value TREAD GAIT	<b>0,042</b>			<b>0,112</b>			

**Legenda:** ROV – rozdíl úhl. rychlosti, \_tib – tibie, \_st – stojná fáze, \_sw – švihová fáze, \_fem – femur, paretic – paretická DK, non-paretic – neparetická DK, p-value – p-hodnota (hladina významnosti), mean – průměr, median – medián, SD – standard deviation (směrodatná odchylka), TREAD – chůze na pásu, GAIT – chůze po chodbě.

## 4.1 Vyjádření k hypotézám diplomové práce na základě statistického zpracování

Hypotézu  $H_01$  „Rozdíl v aktivitě svalů *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na pásu během 1. a 2. měření neexistuje.“ nelze zamítnout pro žádný z měřených svalů při 1. i 2. měření. Rozdíl mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou je viditelný, avšak statisticky nevýznamný. Veškeré hodnoty hladiny významnosti přesahovaly stanovenou hranici  $p \leq 0,05$ . Alternativní hypotéza se zamítá pro všechny měřené svaly během 1. i 2. měření.

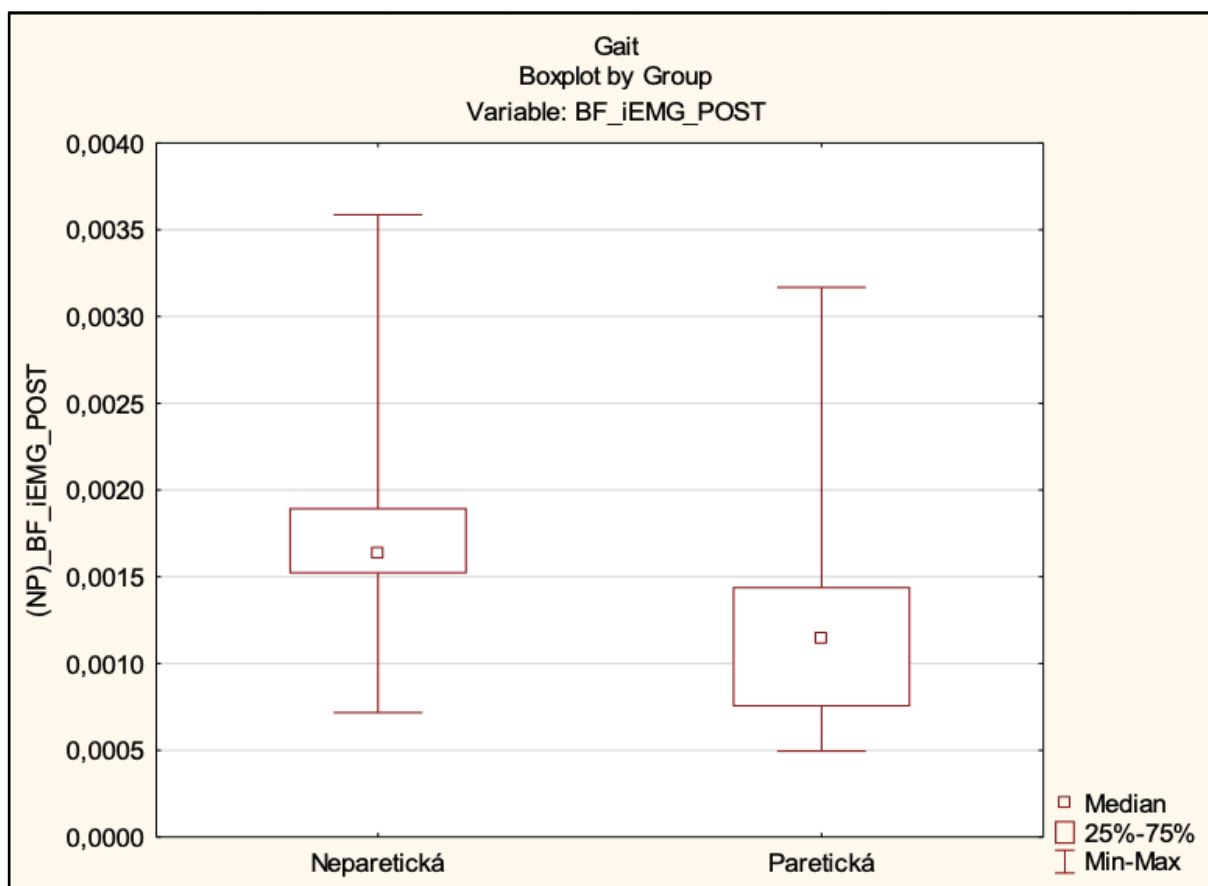
Nejnižší p-value byla u *m. gastrocnemius medialis* při 1. měření. Zde dosahovala hodnoty 0,13. Na grafu je patrný rozdíl mezi oběma končetinami, avšak odlišnost není dostatečně markantní, aby byl výsledek signifikantní.



**Obrázek 4.1-1:** Box graf znázorňující rozložení iEMG signálu z m. GM při chůzi na pásu zaznamenané u 1. měření

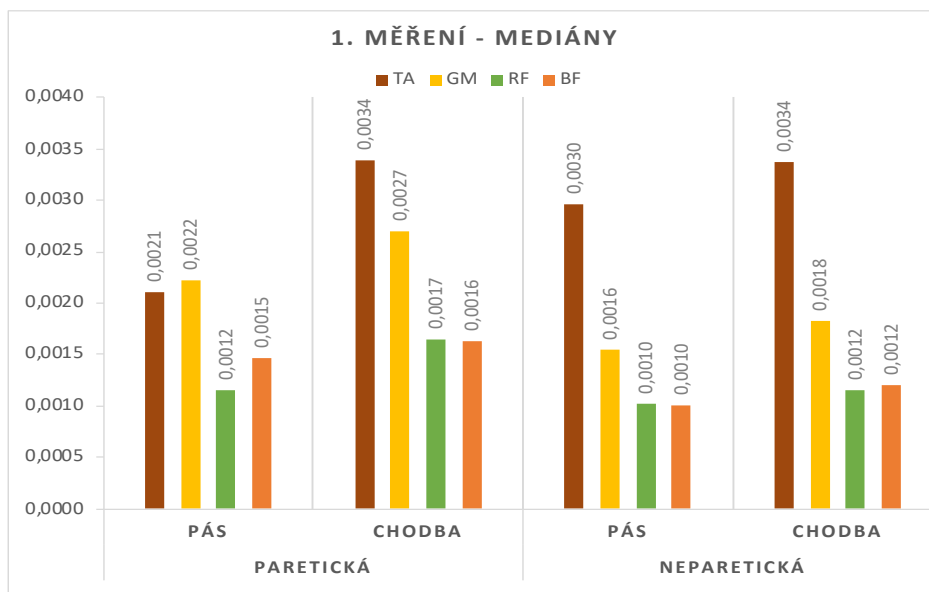
Hypotézu  $H_0$ 2 „Rozdíl v aktivitě svalů *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.“ nelze zamítnout pro žádný z měřených svalů při 1. i 2. měření. Rozdíl mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou je viditelný, avšak statisticky nevýznamný. Veškeré hodnoty hladiny významnosti přesahovaly stanovenou hranici  $p \leq 0,05$ . Alternativní hypotéza se zamítá pro všechny měřené svaly během 1. i 2. měření.

Nejnižší p-value byla u *m. biceps femoris* při 2. měření. Zde dosahovala hodnoty 0,11.

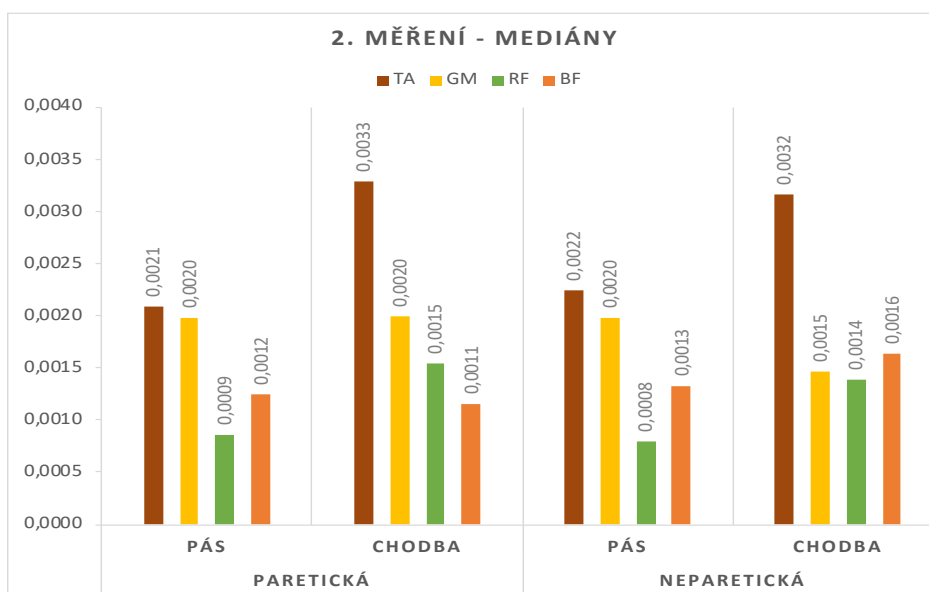


**Obrázek 4.1-2:** Box graf znázorňující rozložení iEMG signálu z *m. BF* při chůzi na chodbě zaznamenané u 2. měření

Hypotézu  $H_03$  „Rozdíl v aktivitě svalů *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické a neparetické dolní končetině mezi chůzí na pásu a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.“ nelze zamítnout pro žádný z měřených svalů u 1. i 2. měření. Číselné hodnoty p jsou rozmístěné v rozsahu 0,11–0,43 u paretické DK a 0,29–0,72 u neparetické DK při 1. měření. U 2. měření p-value má interval 0,06–0,86 u paretické DK a 0,06–0,72 u neparetické DK. Alternativní hypotéza se zamítá pro všechny měřené svaly během 1. i 2. měření.



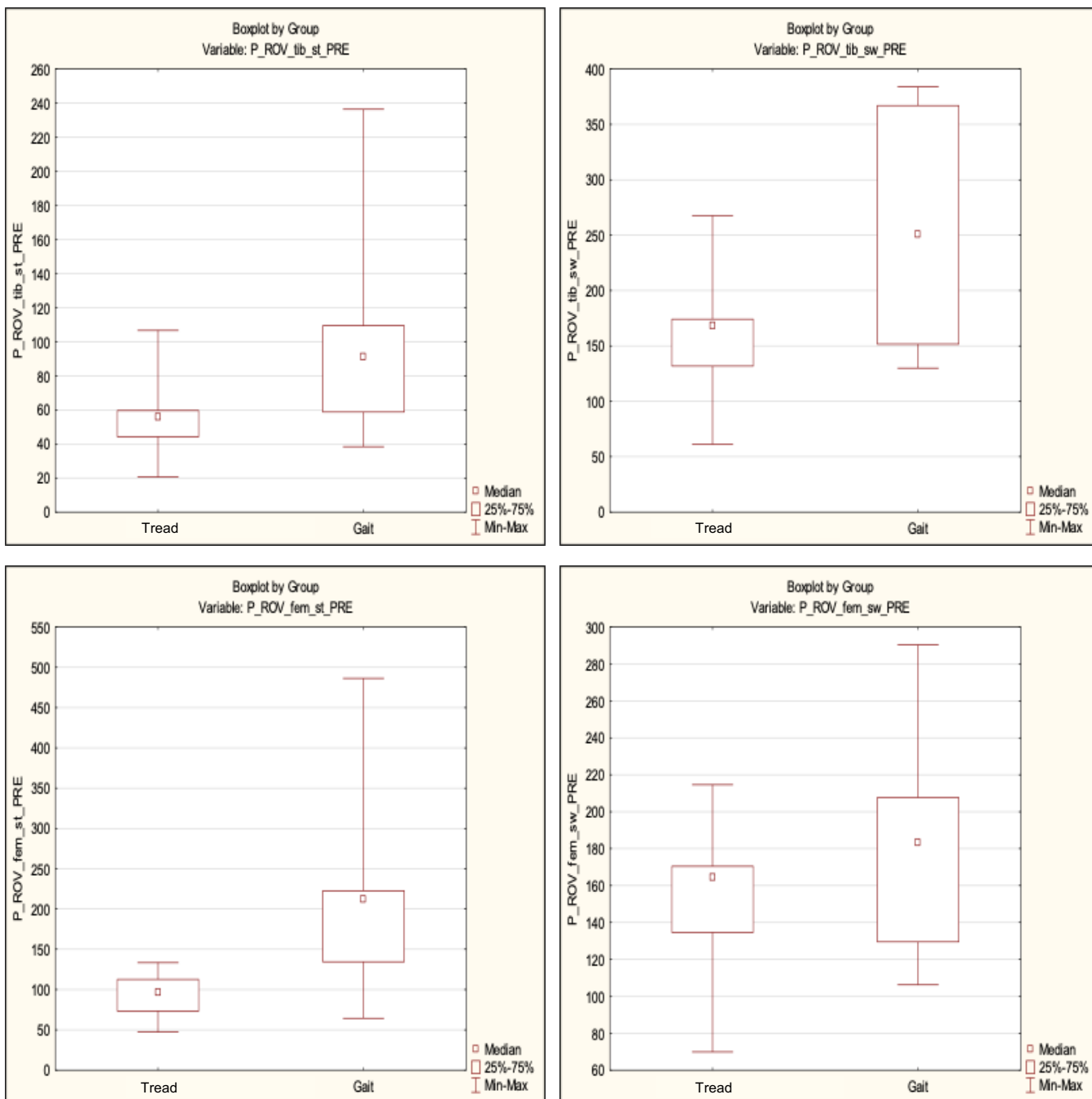
**Obrázek 4.1-4:** Sloupcový graf porovnávající svalovou aktivitu vybraných svalů paretické, resp. neparetické DK na pásu a chodbě při 1. měření



**Obrázek 4.1-4:** Sloupcový graf porovnávající svalovou aktivitu vybraných svalů paretické, resp. neparetické DK na pásu a chodbě při 2. měření

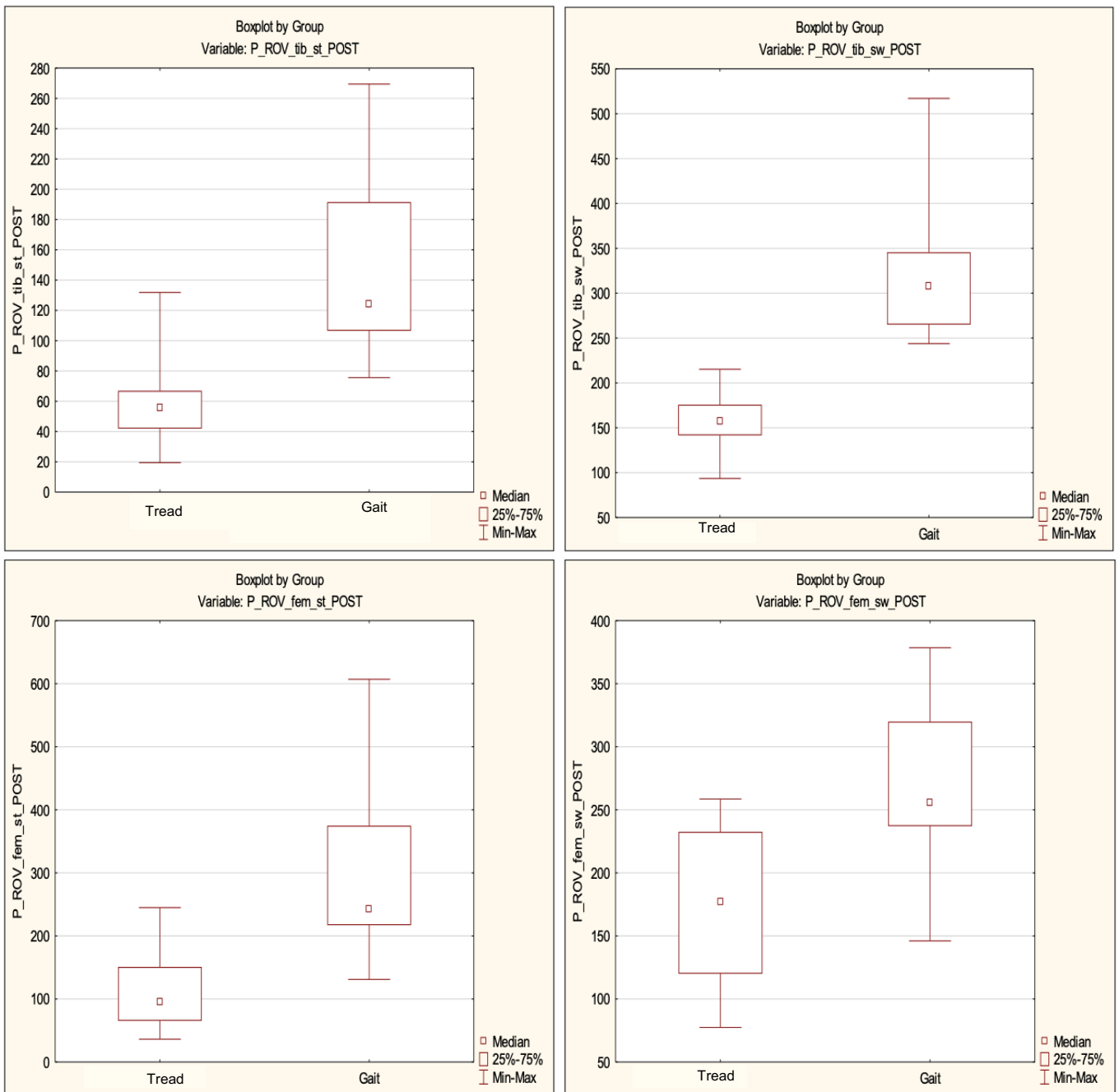
Hypotézu  $H_04$  „*Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru paretické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.*“ v případě 1. měření lze zamítnout pouze pro rozdíl úhlové rychlosti femuru ve stojné fázi při chůzi na pásu a chodbě. Zde dosahovala p-value signifikantního rozdílu  $p = 0,017$ . Ve zbylých případech hypotézu zamítnout nelze. Alternativní hypotéza nemůže být zamítnuta pro rozsahy úhlových rychlostí tibie ve stojné i švihové fázi, a dále femuru ve švihové fázi. Druhé měření dokládá svými výsledky statisticky významné dosažené hladiny významnosti pro úhlové rychlosti tibie i femuru v průběhu krokového cyklu. Alternativní hypotéza se v tomto případě zamítá ve prospěch nulové hypotézy.

Hypotézu  $H_05$  „*Rozdíl v rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru neparetické dolní končetiny ve stojné a švihové fázi krokového cyklu při chůzi na pásu a na chodbě během 1. a 2. měření neexistuje.*“ nelze zamítnout pro obě měření pouze pro rozsah úhlové rychlosti femuru při švihové fázi kroku. Nulová hypotéza se zamítá ve prospěch alternativní v případě úhlové rychlosti tibie ve stojné i švihové a femuru ve stojné fázi. Toto platí pro 1. i 2. měření, což dokládají dosažené hladiny významnosti viz **tabulka 3 a 4** (s. 40–41).



**Obrázek 4.1-5:** Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi paretické DK u 1. měření

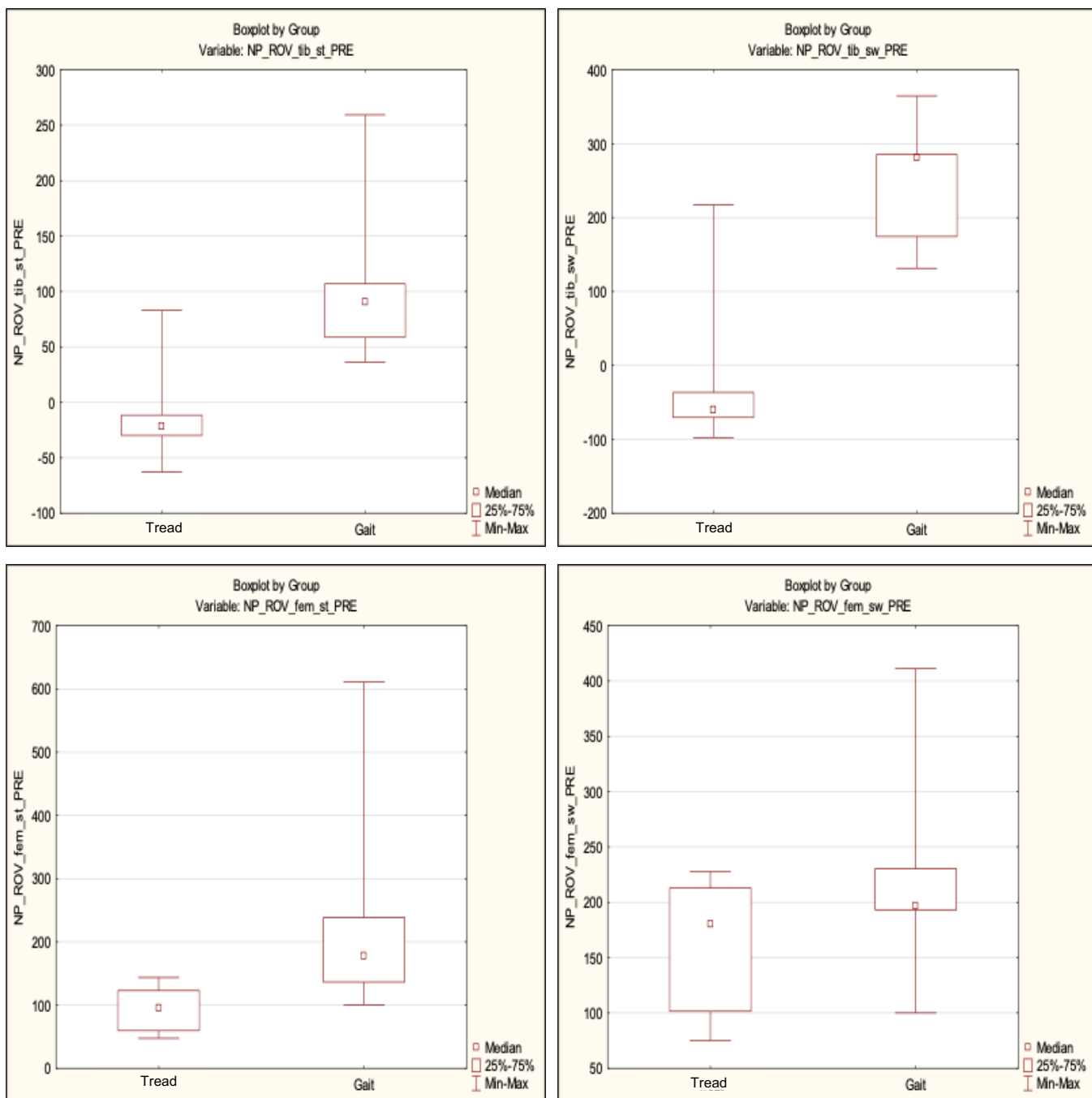
**Legenda:** Tread – pás, Gait – chodba, P – paretická DK, \_ROV – rozdíl úhl. rychlosti, \_tib – tibia, \_fem – femur, \_st – stojná fáze, \_sw – švihová fáze, POST – 2. měření



**Obrázek 4.1-6:** Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi paretické DK u 2. měření

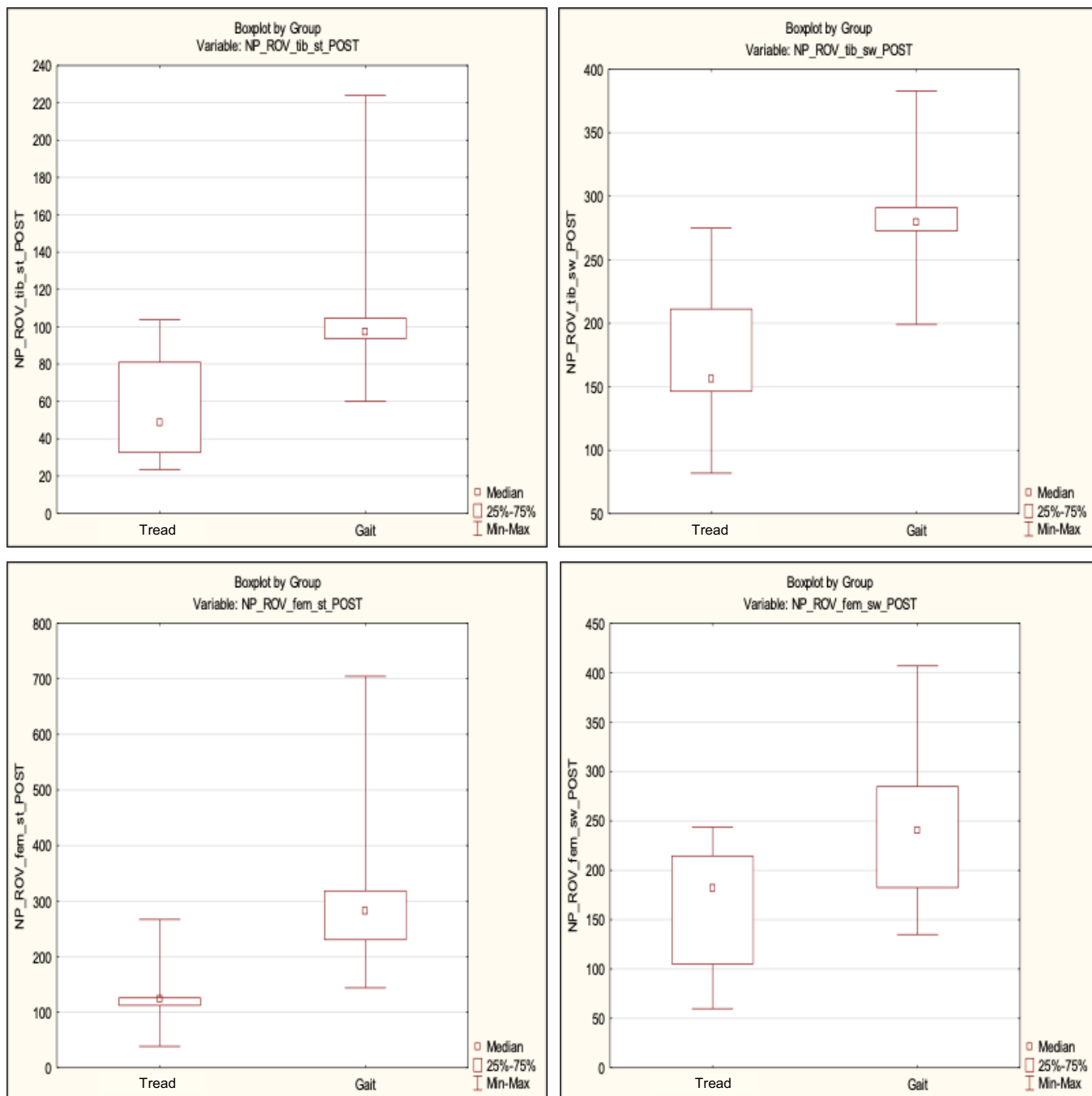
**Legenda:** Tread – pás, Gait – chodba, P – paretická DK, \_ROV – rozdíl úhl. rychlosti, \_tib – tibie, \_fem – femur, \_st – stojná fáze, \_sw – švihová fáze, POST – 2. měření





**Obrázek 4.1-7:** Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi neparetické DK u 1. měření

**Legenda:** Tread – pás, Gait – chodba, NP – neparetická DK, \_ROV – rozdíl úhl. Rychlosti, \_tib – tibie, \_fem – femur, \_st – stojná fáze, \_sw – švihová fáze, \_PRE – 1. (úvodní) měření



**Obrázek 4.1-8:** Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi neparetické DK u 2. měření

**Legenda:** Tread – pás, Gait – chodba, NP – neparetická DK, \_ROV – rozdíl úhl. Rychlosti, \_tib – tibia, \_fem – femur, \_st – stojná fáze, \_sw – švihová fáze, \_POST – 2. (výstupní) měření

## 5 Diskuze

### 5.1 Vliv chůze na aktivaci Central Pattern Generators u pacientů po iktu

Central Pattern Generators (CPG) jsou rozsáhlé interneuronální propojení, jež jsou geneticky determinovány. Jejich struktura a funkce jsou modulovány zkušenostmi (Molinari, 2009, s. 22–23). CPG se nacházejí v mnoha oblastech centrálního nervového systému a jsou zodpovědné za různé typy rytmických aktivit, jako je dýchání, polykání, žvýkání a chůze. Identifikace a charakterizace neuronů, které tvoří lokomotorický CPG v míše, je stále aktivní oblastí výzkumu (Squire et al., 2008, s. 679). Při observaci a výzkumu na zvířecích modelech lze přítomnost CPG a jejich funkci nesporně prokázat. U lidí jsou experimentální techniky potřebné k definitivnímu potvrzení stejných pozorování invazivní, a proto nemohou být proveditelné i z etického hlediska. Proto se musí odborná veřejnost spoléhat procesem logické dedukce na nepřímé důkazy a závěry pro hodnocení účasti CPG na rytmických lidských pohybech (Klarner a Zehr, 2018, s. 53).

Grillner (2003, s. 574) uvádí následnou definici: „Pohyby jsou generovány specializovanými sítěmi nervových buněk, které obsahují informace, jež jsou nezbytné pro aktivaci různých motorických neuronů ve vhodné sekvenci a intenzitě pro generování motorických vzorců.“

CPG umístěné v míše ovlivňují tři aspekty lokomoce, a to rytmus a cyklus, dále koordinaci agonisty a antagonisty v rámci jedné končetiny, a v neposlední řadě též koordinaci v pravidelném střídání končetin (Squire et al., 2008, s. 679). Základní struktura CPG se sestává z agonistických a antagonistických „polovin center“ v obou stranách míchy nebo subpopulací interneuronů specifických pro daný úkol, které se vzájemně inhibují (Van Hedel a Dietz, 2010, s. 124). Rytmický výstup je modulován smyslovým proprioceptivním vstupem, z něhož se jeví zejména důležitá kombinace informací z receptorů kyčelního kloubu a zátěže (Dietz, Müller a Colombo, 2002, s. 2626–2627). Autoři odůvodňují svá tvrzení tím, že pasivní fyziologické pohyby (jako při chůzi) samy o sobě nevyvolávaly svalovou aktivitu u zdravých lidí nebo jedinců s míšním poraněním, poněvadž nedošlo k adekvátnímu zatížení kloubních ploch. Tyto výsledky potvrzují dřívější zjištění, která ukazují, že receptory zátěže jsou nezbytné pro spuštění extenzorové svalové aktivity během chůze u lidí (Dietz et al., 1992, s. 231).

Aktivita CPG během chůze umožňuje flexibilní přenos senzorické zpětné vazby, přičemž jsou signály řízeny a modulovány daným motorickým úkolem a jeho fází přenosu.

Tímto způsobem funguje vztah mezi smyslovou zpětnou vazbou a CPG sítí oběma směry: senzorická aference během rytmického pohybu moduluje výstup CPG a zároveň CPG zamezuje její expresi. Aferentní informace z periferie (končetin) tedy ovlivňují centrální vzorec, a naopak CPG vybírá vhodné aferentní informace na základě externího požadavku (Dietz, 2003, s. 1379 – 1380). Kromě toho může být část reflexní modulace ovlivněna změnami přicházejícími sestupnou supraspinální cestou (Zehr a Duysens, 2004, s. 347).

Senzorická zpětná vazba jak z kloubních receptorů, tak z proprioreceptorů aktivovaných pohybem kyčle je rozhodující pro facilitaci normální aktivity CPG. Tato zjištění byla potvrzena Pearsonem (2004, s. 125), který zjistil, že zamezením pohybu kyčle do extenze se může inhibovat přechod končetiny do švihové fáze krokového cyklu. Protážení flexorů kyčelního kloubu signalizující konec stejné fáze může ovlivnit zahájení švihové fáze. Protože jsou CPG funkčně rozděleny na části, kontrolují jednak stoj a přechod do švihové fáze, tak i samotnou fázi švihů (Danner et al., 2015, s. 2). Je známo, že zátěž kloubu, pohyb femuru v jamce a proprioreceptory jsou důležité pro obě fáze krokového cyklu. Švihová fáze se zdá být více ovlivněna centrálně, a tedy kortikální kontrolou (Petersen et al., 2012, s. 2444).

Funkce CPG při chůzi a její význam pro rehabilitaci byla zvažována především u pacientů s poraněním míchy (Wirz, Colombo a Dietz, 2001, s. 93). Porozumění nervového propojení mezi končetinami má velký dopad na přístup k rehabilitaci pacientů po CMP (Arya a Pandian, 2014, s. 8).

Pacienti, jež prodělali mozkovou mrtvici afektující jejich schopnost lokomoce, často využívají při chůzi některou z pomůcek pro usnadnění pohybu. Jejich užívání však může nedostatečně stimulovat funkci centrálních generátorů lokomoce, jelikož je známo, že pro aktivaci těchto segmentů nervového systému je nutná aferentní informace viz výše. Používání hole či rolátoru snižuje svalové nároky (Maguire et al., 2009, s. 43; Suica et al., 2016, s. 8).

Mimo jiné chůze s rolátorem ovlivňuje délku svalů, resp. protažení svalové tkáně. Kyčelní kloub je více flektován než při normální fyziologické chůzi. Kolenní a hlezenní kloub jsou flektovány naopak méně a dosahují i nižšího ROM. (Alkjær et al., 2006, s. 5). Zvýšená flexe kyčelního kloubu by mohla vysvětlit zvýšený moment extenze kyčle během chůze. To souhlasí i s jinými studiemi, které pozorovaly obdobný výsledek (DeVita a Hortobagyi, 2000, s. 1810).

Bylo prokázáno, že se aktivita spinálních interneuronů mění v závislosti na posturálních nárocích a motorických plánech (Jankowska, 1992, s. 342). Přesné mechanismy, které tyto změny ovlivňují, zůstávají nejasné. Je však pravděpodobné, že z hlediska spinálních interneuronů a aktivity CPG periferní vstupy hrají důležitou roli. Změněný multisenzorický aferentní vstup může změnit interneuronální inhibiční a excitační aktivitu.

Pokud pacienti chodí s asistenčními pomůckami, je zapotřebí aktivní participace horních končetin. Ty musí být zároveň odděleny od kontroly CPG všech čtyř končetin, což klade znatelně vyšší nároky na kortikální aktivitu (Dietz, 2002, s. 465). To může mít negativní účinky na pacienty se sníženou rovnováhou, kteří často používají kognitivní schopnosti pro udržení stability (Lamoth et al., 2011, s. 7).

Jak dokládají autoři studie věnované na téma vlivu použití pomůcek pro chůzi na interneuronální míšní spoje, CPG a celkové zotavení pacientů po iktu, je nutné brát výše zmíněné aspekty ovlivňující rehabilitaci pacienta v potaz. Je žádoucí, aby pomůcka neomezovala pacientův rozsah pohybu a svalovou sílu při chůzi, dále aby nevyžadovala aktivní použití horních končetin, což splňují některé ortézy. Pomůcka by měla zabezpečit normální senzorický vstup do CNS pro optimální aktivitu CPG a tím i pro motorický výstup. Tím může být pozitivně ovlivněna neuroplasticita a funkční zotavení pacienta. Nutné je brát zřetel na dobu užívání vybraného nástroje, jež často dosahuje až několika hodin denně (mnoho opakování); může to mít nezanedbatelný vliv na CNS. Pro potvrzení této hypotézy je nutný další klinický výzkum (Maguire, Sieben a de Bie, 2017, s. 18–19).

## 5.2 Diskuze k výsledkům práce

Stanovené a testované hypotézy práce se zabývaly porovnáním svalové aktivity mezi paretickou a neparetickou (zdravou) dolní končetinou při chůzi na pásu a na chodbě (po rovině). Sledovaly se změny jak v úvodním měření (těsně před započítím léčebné rehabilitace), tak také ve výstupním měření (před propuštěním do domácí péče).

Druhá část domněnek byla zaměřena na rozdíly úhlových rychlostí snímaných gyroskopy umístěných na tibiai a femuru probandů. V této sekci se pátralo po odlišnostech v rámci paretické, resp. neparetické dolní končetiny mezi chůzí na pásu a na chodbě opět v rámci obou měření.

### 5.2.1 Diskuze k hypotézám H1, H2 a H3

Předmětem těchto dvou hypotéz bylo porovnat odlišnosti ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou při chůzi na pásu v případě hypotézy H<sub>01</sub> a při chůzi po rovině na chodbě (H<sub>02</sub>). Třetí hypotéza (H<sub>03</sub>) srovnávala záznamy z EMG jednotlivých končetin v situaci pás versus chodba. Všechny tři nulové hypotézy musely být zamítnuty z důvodu nesplnění kritérií hladiny významnosti, jež byla stanovena na  $p \leq 0,05$ .

Při pohledu na obrázek č. **4.1-3** a **4.1-4** je vidno, že rozdíly ve svalové aktivitě mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou jsou zřejmé jak při chůzi na pásu, tak při chůzi po rovině. Paretické svaly vykazují větší svalovou aktivitu než svaly neparetické. Rozdíly však nejsou tak výrazné, aby mohly být obě nulové hypotézy zamítnuty.

Nedostatečná koaktivace svalů dolních končetin je typem abnormální svalové aktivity během chůze, která se často vyskytuje u svalů hlezenního kloubu u hemiparetických pacientů po CMP (Rosa et al., 2014, s. 2). Při normálním chůzi je primární úkol svalů bérce během fáze švihů zajistit foot clearance, dále vypořádání se s přenosem hmotnosti těla během stojné fáze a propulze při push-off fázi (stádium aktivního odrazu). Z typických ukázek EMG záznamů normální lidské chůze lze ukázat souhru m. tibialis anterior a m. triceps surae (Perry, 1993, s. 18). Musculus TA je silně aktivní bezprostředně po úderu paty, kdy koriguje úroveň plantární flexe. Svalová aktivita pak zůstává nízká až do fáze toe-off. V této situaci se sval znovu aktivuje, aby zdvihl nohu nad podložku pro dostatečnou foot clearance. Vrcholu aktivita dosahuje během fáze počátečního švihů. U m. triceps surae dochází k postupnému zvyšování aktivity, protože sval nejdříve excentrickou kontrakcí řídí pasivní dorzální flexi chodidla,

když se těžiště těla pohybuje vpřed na stojnou dolní končetinu. Tato aktivita slouží k udržení stability během fáze stoje. Poté dochází k silné koncentrické aktivitě před fází heel-off po fázi toe-off, nazývanou fází push-off (Perry, 1992, s. 58).

Po lézi v CNS může být souhra mezi těmito dvěma svaly narušena. Je pozorovatelná zvýšená citlivost na pasivní protažení, nevhodná koaktivace svalů, ztráta volní aktivace a svalová slabost (Burridge et al., 2001, s. 428).

U **hypotézy H<sub>01</sub> a H<sub>A1</sub>** v případě prvního (úvodního) měření paretické svaly (zejm. m. BF a m. GM) vykazovaly znatelnější rozdíly svalové aktivity při chůzi na pásu i po rovině oproti neparetické DK. Nejmarkantnější rozdíl lze pozorovat u m. tibialis anterior. Neparetický m. TA nápadně převyšuje svou aktivitou sval paretický. Naopak paretický m. gastrocnemius medialis má prakticky totožnou aktivitu jako m. TA, což však neplatí u neparetické DK.

U druhého měření, tedy po absolvování rehabilitace, lze pozorovat vyrovnání svalových aktivit mezi neparetickou a paretickou dolní končetinou. Při chůzi na pásu je rozdíl mezi oběma končetinami prakticky nerozpoznatelný. Mediány svalů obou končetin se pohybují v obdobné hladině. To lze přisuzovat motorickému učení, jež bylo podporováno terapií chůze na pásu. Probandi měli ve svém rehabilitačním plánu zařazený trénink chůze na pásu zpravidla po dobu 30 minut se zapojení virtuální reality či bez ní. Díky této skutečnosti si mohli dostatečně zvyknout na způsob chůze na chodicím pásu a následně tento návyk předvést při výstupním měření.

Burridge a kolektiv autorů (2001) provedli studii na jedincích s postižením CNS, kteří nebyli schopni dostatečně zabezpečit dorzální flexi hlezenního kloubu při chůzi. Ukazatelé, které kategorizovali a kvantifikovali různé vzorce aktivace lýtkového svalstva a m. TA během chůze na běžícím pásu, byly získány ze vzorku patnácti probandů s prokázanou hemiparézou v důsledku CMP a dvanácti věkově odpovídajících jedinců bez poškození. K identifikaci fází krokového cyklu posloužily silové receptory pásu citlivé na tlak pod patou a pod první metatarzální hlavou, které se následně spojily s EMG signály z bérce svalstva. Výsledky přinesly statisticky významné rozdíly mezi normálním a CMP subjektem v aktivaci lýtka během fáze push-off a fáze foot-flat, ale nikoli v aktivaci m. TA během švihů ( $p = 0,325$ ). Pozorování naznačilo, že aktivita m. TA během švihové fáze u hemiplegických subjektů nebyla znatelně odlišná od zdravých subjektů, ale hemiparetický subjekt měl sklon k absenci druhého vrcholu aktivity téhož svalu při počátečním kontaktu nohy s podložkou. Ze studie vyplývá,

že nepatřičná aktivita svalů bérce má za následek neschopnost či nedostatečnou aktivaci m. TA (Burridge et al., 2001, s. 428–424).

Studie zkoumající vliv chodicího pásu na aktivitu CPG byly založeny zejména na experimentech prováděných na animálních modelech. Již roku 1986 zkoumali autoři Barbeau a Rossignol (1987) vliv tréninku chůze na chodicím pásu u koček spinalizovaných na úrovni Th13, které tímto ztratily volní kontrolu a schopnost rovnováhy. V tomto případě se potvrdilo tvrzení, že trénink na pásu zrychluje regeneraci a přispívá k navození hladkých lokomočních pohybů. Subjekty byly schopné po třech týdnech/měsících plně zatížit zadní končetiny, čímž se i obnovila schopnost chůze (Barbeau a Rossignol, 1987, s. 84). Tato zjištění se dají přenést i na lidské bytosti v souvislosti s rehabilitací chůze, jak je tomu i v případě diplomové práce. Nutno podotknout, že i přes určité analogie v ontogenezi obratlovců a člověka, je chůze homo sapiens velmi specifická oproti nižším řádům (MacKay-Lyons, 2002, s. 78).

Chen a kolektiv autorů (2005) ve své studii provedené na 6 pacientech s hemiparézou a 6 zdravých probandech konstatují, že při observaci chůzi na pásu je pozorovatelná řada diskrepancí mezi zdravým a postiženým probandem. Nejčastěji bylo pozorovatelné narušení fáze iniciace švihu paretické dolní končetiny a s tím sdružené kompenzační strategie. Byla snížena kinetická energie produkovaná plantárními flexory a flexory kyčelního kloubu během fáze pre-swing, na což navazovaly vyšší energetické nároky na pohyb končetiny ve švihu, který trval po delší dobu (Chen et al., 2005, s. 52–55).

Srivastava et al. (2016) ve své studii porovnával 3 druhy tréninků chůze při terapii u pacientů po CMP ve chronickém stádiu: tradiční task-oriented fyzioterapeutický přístup, trénink chůze na pásu bez odlehčení a trénink chůze na pásu s odlehčením (body-weight support). Testy ukázaly významné zlepšení parametrů chůze jak na konci terapeutické intervence, tak při následném sledování (po 3 měsících). Běžecký trenažér s podporou tělesné hmotnosti či bez ní nabízí malou výhodu proti běžným fyzioterapeutickým postupům při zlepšování parametrů chůze. Terapie byla velice účinná při zlepšování lokomočních dovedností a poskytovala dynamický tzv. task-specific přístup pro zvládnání dysfunkcí spjatých s CMP (Srivastava et al., 2016, s. 236–240).

Ve studii z roku 2006 se porovnávaly EMG hodnoty svalů m. TA, m. GM, m. RF a m. BF získaných při chůzi na pásu u 14 hospitalizovaných pacientů po iktu s hodnotami 14 zdravých jedinců. Úvodní měření následovalo ihned po hospitalizaci. Následné sběry dat byly



po 1., 3., 6. a 10. týdnu od prvního měření. EMG vzorce svalové aktivity během prvního měření ukázaly řadu abnormalit na paretické straně, a to abnormálně dlouho trvající aktivitu u m. bicepsu femoris během fáze jedné podpory a m. gastrocnemius medialis během první fáze dvojí opory. Kromě toho bylo na obou nohách pozorováno prodloužení aktivity v m. rectus femoris během fáze jedné opory. Trvání koaktivace mezi m. BF a m. RF bylo delší na paretické straně než u kontrolní skupiny. Postupem času se úroveň nezávislosti, pohyblivosti těla a maximální rychlost chůze významně zvýšily, což naznačuje, že došlo k podstatnému zlepšení schopnosti samostatné chůze. Přes tyto progrese se ale během rehabilitace neměnily abnormality v načasování svalové aktivity, které byly zjištěny během prvního testování, což naznačuje, že tyto odchylky nebyly překážkou pro zlepšení funkční ability. Z toho plyne, že normalizace v timingu svalové aktivity v dolních končetinách není nezbytným předpokladem funkčního zotavení chůze u pacientů s postischemickou hemiparézou (De Otter et al., 2006, s. 4–14).

**Hypotéza H<sub>02</sub> a H<sub>A2</sub>** zkoumá odlišnosti ve svalové aktivitě obou dolních končetin při chůzi po rovině (po chodbě). Paretické svaly vyjma m. TA u vstupního měření viditelně převyšují svou aktivitou svaly neparetické, což neplatilo u situace na pásu viz dva odstavce výše. U výstupního měření je vidět určitá diskrepance mezi jednotlivými svaly. M. TA se chová obdobně jako u prvního měření. Neparetický m. biceps femoris vykazuje nižší svalovou aktivitu v porovnání s jeho zdravým protějškem. To neplatí o svalech m. GM a m. RF, které mají na paretické straně naopak vyšší činnost.

Lamontagne a kol. (2000) uvedli, že kratší koaktivace svalů hlezenního kloubu během fáze jedné podpory (single support) na paretické straně byla spojena s kratším trváním fáze na této straně, zatímco na neparetické straně došlo ke zvýšené koaktivaci během fáze dvojí opory (double support). Tyto zhoršené koaktivační vzorce souvisely se špatnou posturální stabilitou a nízkou dynamikou síly hlezenního kloubu na paretické straně (Lamontagne, Richards a Malouin, 2000, s. 413). Toto tvrzení podporují i výsledky studie provedené Kitatanim a kol. (2016), kteří měřili pacienty pomocí elektromyografických elektrod Delsys při chůzi po rovině. Zaobírali se rozborem stejné fáze, kde se kladou vyšší nároky na paretickou dolní končetinu. Zvýšená koaktivace svalů hlezna koreluje se sníženým pohybem kotníku během fáze jedné opory na paretické straně, z důvodu zvýšení tuhosti kloubu pro kompenzaci nestability stejné končetiny. Z toho důvodu je trénink chůze nutný a užitečný pro pacienty, kteří se potýkají s nestabilitou během fáze stoje na paretické dolní končetině (Kitatani et al., 2016, s. 2–6).

Zajímavé je porovnání aktivity m. biceps femoris jak při chůzi na pásu, tak při chůzi po chodbě. V prvním měření měření paretický m. biceps femoris převyšoval svou aktivitou svůj neparetický protějšek v obou snímaných situacích. U druhého výstupního měření se poměr obrátil, a neparetický sval tedy vykazoval vyšší aktivitu než sval paretický.

U **hypotézy H<sub>03</sub> a H<sub>A3</sub>** opět nemůže být nulová hypotéza zamítnuta pro statisticky nevýznamné výsledky. Na grafech je zřejmé, že se svalová aktivita mezi dvěma odlišnými situacemi (pás a chodba) liší. U prvního měření v případě paretické DK je nárůst aktivity svalů při chůzi po chodbě více viditelný než u neparetické dolní končetiny. Rozdíl v činnosti je nejzřetelnější u m. tibialis anterior, kde se medián zvýšil z hodnoty 0,0021 na 0,0034. U neparetické DK je změna v nárůstu velmi malá. U druhého měření se již paretické svaly více přiblížily hodnotám svalů neparetických. V porovnání chůze na pásu a po rovině je aktivita paretického m. biceps femoris a m. gastrocnemius medialis bez menších odchylek totožná. Činnost m. rectus femoris a m. tibialis anterior paretické DK v situaci chůze po rovině na chodbě narůstá obdobně jako při prvním měření, avšak dosahuje nižších hodnot. Na neparetické straně při chůzi na chodbě stoupá aktivita m. RF i m. TA obdobně jako u paretické DK. Naopak zde klesá aktivita m. gastrocnemius medialis, což je jediná situace z celého měření, v níž dochází k poklesu svalové aktivity ve srovnání pás versus chodba.

V případě této diplomové práce je zřetelný rozdíl v aktivitě svalů paretické dolní končetiny v situaci chůze na pásu a na chodbě. Paretická DK vykazuje vyšší aktivitu mimo pás zřejmě z toho důvodu, že chůze po rovině je pro probandy přirozenější a známější než chůze po pohyblivém pásu. Pacienti také mohli sami přizpůsobovat rychlost chůze bezprostředně v reakci na okolní prostředí a na momentální nároky. Při chůzi na pásu velmi často (15 měření z 18 celkových) probandi využívali možnost se přidržovat madel pásu. Nerozlišovalo se držení po celou dobu měření či pouze v okamžiku subjektivního pocitu nestability. Při chůzi po rovině používali asistenční pomůcku či pomoc fyzioterapeuta pouze dva subjekty, a to v obou měřených situacích.

Systematický přehled autorů Ilunga Tshiswaky, Bennetta a Franklina (2018) hodnotí vliv fyzických terapií u pacientů po CMP. Autoři zpracovávali data ze studií z let 2005 a 2006, jež byla publikována v angličtině. Jednotlivé publikace musely splnit daná kritéria: trénink chůze či jiný fyzický trénink u pacientů po CMP s cílem zlepšení fyzické schopnosti (chůze či chůze do schodů). Metaanalýzy, souhrny a kvalitativní studie byly z okruhu zkoumání vyřazeny.

Účastníci byli náhodně přiděleni do kontrolní či intervenční skupiny. Testovaní jedinci byli většinou mužského pohlaví. Objevilo se též několik smíšených skupin s daty narození v rozmezí od počátku 20. let do konce 80. let minulého století s průměrem v 60. letech. Většinu tvořili jednotlivci, kteří byli nejméně 6 měsíců po CMP (ischemické nebo hemoragické bez rozdílu) a byli schopni nezávisle chodit – splnit 10 m walk test s nebo bez pomůcky při rychlosti chůze menší nebo rovnající se 1,4 m / s. Kromě toho byli zařazeni též účastníci, kteří mohli chodit po dobu cca 5 min při samostatně zvoleném tempu na běžeckém pásu. Jiné studie zahrnovaly účastníky, kteří byli 1 měsíc, 12 měsíců nebo 5 let po iktu. Z většiny intervencí byli vyloučeni jedinci s nestabilními hemodynamickými stavy, kteří nebyli schopni chodit nezávisle, a měli kognitivní poruchy, afázii (neschopnost provést alespoň dvoukrokové příkazy) nebo depresi. Účastníci s epizodami recidivující CMP byli také ve většině studií vyloučeni.

Z výsledků vyplývá, že mezi tréninkem chůze na chodicím pásu (např. Zebris atp.) s odlehčením pacienta pomocí závěsného systému a běžnou chůzí jsou mezi autory rozdíly. Chůze v terénu (po chodbách nemocničního zařízení, ale i mimo budovy) má větší vliv na pacientovy fyzické funkce než trénink na chodicím pásu s odlehčením (Combs-Miller et al., 2014, s. 873). Na rozdíl Ada et al. (2013) dokazuje, že po čtyřměsíčním rehabilitačním programu na chodicím pásu s odlehčením došlo u pacientů ke zlepšení chůze na rozdíl od pacientů trénujících chůzi klasickým způsobem. Rychlost chůze a pěší vzdálenost se významně zvýšila u probandů, kteří chodili na pásu, kdy terapie měla přiměřenou frekvenci cvičení, intenzitu a trvání (Sullivan et al., 2007, s. 1598; Ada et al., 2013, s. 436). Podobně se každodenně zlepšovala chůze u pacientů, kteří se účastnili intenzivního lokomotorického tréninku (kombinace chůze na pásu a v terénu) (Moore et al., 2010, s. 130–134).

## 5.2.2 Diskuze k hypotézám H4 a H5

Obě tyto nulové hypotézy se zamítají ve prospěch alternativní hypotézy v určitých případech zmíněných ve výsledcích práce. Ve zkoumaném vzorku se evidují případy odlehlých měření, které mohly zkreslovat výsledky – viz grafy úhlových rychlostí (velmi vysoké hodnoty). Z tohoto důvodu byly výsledky statisticky zpracovány neparametrickou metodou – Mann-Whitney U-testem, protože normalitu dat zpochybnily distancované záznamy. Tento test byl zvolen i kvůli skutečnosti, že se jednalo o opakovaná měření.

Při chůzi u zdravých jedinců všeobecně platí, že úhlová rychlost DK by se při stejné fázi měla blížit číselné hodnotě 0 (Zhao et al. 2019, s. 12). S narůstající rychlostí chůze je očekáván i nárůst úhlových rychlostí jednotlivých segmentů dolních končetiny, což potvrzuje studie Mentiplaye a kolektivu (2018), kteří výzkum sestavili na základě monitorování zdravých objektů při různé rychlosti chůze. Autoři hodnotili velikosti úhlových rychlostí při rychlosti chůze od 0,40 m/s až po 1,60 m/s (Mentiplay et al., 2018, s. 190–195). Znalost hodnot odpovídající zdravé populaci je ideální pro porovnání odlišností u lidí, jež jsou určitými způsoby zdravotně indisponováni, jak ukazuje i tato diplomová práce.

Z pohledu na grafy je zřejmé, že rychlost chůze probandů na pásu se zcela jistě měnila obdobně jako úhlová rychlost. Při prvním měření pacienti chodili na pásu rychlostí  $0,24 \pm 0,4$  m/s, kdežto po rovině  $0,8 \pm 0,3$  m/s (vypočteno z dotazníků vedených pro každého probanda). To lze vysvětlit již výše zmiňovanou neznámou situací, kdy pacienti s chodicím pásem neměli dříve žádnou zkušenost. To samo a také tehdejší klinické stavy pacientů nedovolovaly zvolit vyšší rychlost pásu, při které by se pacienti cítili jistě. Z toho důvodu a z důvodu nízké rychlosti chůze končetiny nemohly být vedeny do větších exkurzí, proto se úhlová rychlost dolních končetin markantně liší.

Při druhém měření se rychlost pásu nepatrně zvýšila na  $0,34 \pm 0,7$  m/s, s čímž se pojí i mírné zvětšení rozsahu úhlové rychlosti tibie a femuru proti úvodnímu měření. V porovnání s chůzí po rovině, při které probandi dosahovali znatelně rozdílnější rychlosti  $1,2 \pm 0,3$  m/s, jsou úhlové rychlosti viditelně vyšší. To platí pro paretickou i neparetickou dolní končetinu. Předpokládá se, že po intenzivní terapii na chodicím pásu již pacienti budou určitým způsobem na tuto přístrojově řízenou chůzi zvyklí. Z toho důvodu se očekává i vyšší rychlost chůze společně s vyšší úhlovou rychlostí obou hodnocených segmentů, která by nebyla tak znatelně rozdílná od klasické chůze po rovině. Svalové aktivity obou DK (zejména paretické DK) se sice více přiblížily vzorcům viděných u zdravých subjektů (viz předchozí rozbor hypotéz),

čímž se i stereotyp chůze lehce této skupině připodobnil, avšak nejistota při chůzi na pásu zřejmě přetrvávala. Probandi se u výstupního měření přidržovali madel v 7 z 9 případů (vyplývá ze záznamu měření), což zřejmě potvrzuje tvrzení o rozpačitosti při používání chodicího pásu.

Z posledních studií vyplývá, že spasticita nemusí mít vliv na mobilitu postižených jedinců, jak se dříve předpokládalo, což potvrzuje studie z roku 2015. Autoři Williams, Banky a Olver provedli měření na 93 probandech po traumatickém poranění mozku, kteří v důsledku této události vykazovali spasticitu na dolních končetinách. Zdá se, že navzdory větším počátečním problémům s pohyblivostí mají lidé se spasticitou dolních končetin stejnou kapacitu pro motorickou regeneraci ve srovnání s těmi, kteří spasticitu nemají. Trend směřoval k lepším výsledkům u lidí s distálním rozdělením spasticity než u lidí s proximální nebo smíšenou distribucí spasticity (Williams, Banky a Olver, 2015, s. 49–55).

Vliv na velikost úhlové rychlosti segmentů dolních končetin při pomalé chůzi mohou mít plyometrická cvičení, která se soustředí spíše na rychlost pohybu než na velikost produkované síly, jež může být srovnatelná se silovým cvičením (Williams et al., 2014, s. 832). Ve skutečnosti důkazy, které se objevují, dokládají, že plyometrické cvičení může zlepšit výsledky při chůzi více než tradiční silový trénink u pacientů po iktu, což zkoumala studie Hendreyho a kolektivu (2018) na 30 pacientech po primo atace CMP v subakutním stádiu. Probandi jedné skupiny (n = 15) podstupovali tři 45minutové terapie stretch-shortening (plyometrického) cvičení každý týden po dobu 6 týdnů, zatímco druhá kontrolní skupina (n = 15) měla standardní terapii. Pro ozřejmení změn se dělal re-test, mj. 10 MWT. U skupiny, jejíž trénink byl založen na plyometrickém cvičení, se rychlost chůze signifikantně zvýšila proti kontrolní skupině (Hendrey et al., 2018, s. 1–6).

Pokud by se při vytváření terapeutického plánu bral zřetel na to, jak se svaly dolních končetin chovají při chůzi, respektive by se přihlédlo k aktivnímu rozsahu a úhlové rychlosti každého kloubu, mohlo by to pomoci zlepšit výsledky u neurologických pacientů. Budoucí výzkum by mohl prozkoumat, zda skloubení klinického hodnocení a terapeutických jednotek společně s naměřenými úhlovými rychlostmi kloubních spojů zlepšuje výsledky výzkumu (Mentiplay, 2018, s. 194).

### 5.3 Přínos pro praxi

Nedílnou součástí života je schopnost se pohybovat samostatně bez pomoci druhé osoby. Proto je často hlavním cílem pacientů po iktu tuto schopnost obnovit, aby mohla být zachována jejich nezávislost a zároveň pozice ve společnosti. Kombinace terapie chůze a fyzioterapie se jeví jako ideální strategie pro to, aby pacient směřoval k vytyčenému cíli.

Na rehabilitačních odděleních se v poslední době kombinuje klasická terapie chůze po rovině (případně v terénu, obvykle za doprovodu druhé osoby) s chůzí na chodicím pásu. Pásy mají řadu výhod, a tou hlavou je možnost využití virtuální reality při terapii. Ta simuluje pacientům, kteří nemohou nebo si zatím sami nedovolí vyzkoušet samostatnou chůzi mimo budovu, a tím i překážky či situace, se kterými se může v každodenní situaci setkat. Tímto se terapie stává goal-oriented situací, která je daleko více přínosná pro pacienta než samotný repetitivní pohyb. Potvrzuje to i závěr studie z roku 2010, kdy se pacientům po iktu po tomto typu terapie zlepšila vytrvalost a zvýšila rychlost chůze (Walker et al., 2010, s. 120).

V neposlední řadě chůze na pásu o vyšších rychlostech podporuje zapojení svalů paretické končetiny. Dochází k lepší a větší aktivaci, čímž se dané svaly posilují, což je jedním z cílů rehabilitace. Nutno dodat, že rychlejší chůze nezhoršuje ani neprohlubuje patologické pohybové vzorce (Hesse et al., 2001, s. 1549–1550).

I přesto, že se statisticky významných výsledků týkajících se svalové aktivity při chůzi jak na pásu, tak na chodbě, nepodařilo dosáhnout, je zcela jisté, že stav probandů se z hlediska klinického pohledu zlepšil. Vyrovnaly se hladiny zapojení vybraných svalů v situaci paretická versus neparetická DK, ale i nárůsty svalové aktivity v porovnání pás a chodba, kdy paretická dolní končetina odpovídala končetině neparetické.

Při hodnocení rozdílů v rozsahu úhlových rychlostí v situaci chůze na pásu versus chůze po rovině vyplývá, že rychlost lokomoce ovlivňuje i rozsah úhlové rychlosti ve smyslu vyšší rychlosti i větší exkurze pohybu. Studie dokazují, že plyometrická cvičení či jiná cvičení zaměřená spíše na rychlost provedení než na velikost svalové síly, mají pozitivní vliv na zvyšování úhlové rychlosti segmentů dolních končetin, a tedy na zvyšování rychlosti chůze jako takové. Zhodnocení úhlových rychlostí vybraných segmentů u neurologických pacientů a následné porovnání se záznamy zdravých jedinců je jednou z objektivních metod pro posouzení progresu či naopak recese v rehabilitačním programu.

Díky možnostem kvantitativně a objektivně popsat chůzové parametry (např. rychlost pásu, ujitý úsek apod.) se sama terapie stává pro pacienty určitým nástrojem pro zhodnocení vlastního pokroku směrem k vytyčeným cílům. Při zapojení virtuální reality se terapie pro pacienta stává poutavější a přináší mu zcela jiný prožitek z chůze než při obvyklém tréninku lokomoce. Kromě klasického a přístrojově řízeného tréninku chůze pacienti podstupují mj. terapii založenou na neurofyziologickém podkladě (prvky PNF, Dynamické neuromuskulární stabilizace, Bobath konceptu aj.), která doplňuje svou variabilitou a task-specific přístupem rehabilitační plán.

## 5.4 Limity studie

Mezi jeden z největších limitů studie lze zařadit homogenitu skupiny. Ta čítala pouze 12 probandů, z nichž museli být tři nakonec vyřazeni, protože nesplňovali podmínky pro setrvání ve výzkumu. V porovnání s ostatními studiemi je vzorek velmi malý. Nutno dodat, že výběr probandů závisel na počtu hospitalizovaných pacientů na Oddělení rehabilitace FNOL, kteří prodělali CMP, a zároveň splňovali primární podmínky a kterých nebylo mnoho. U dalších zkoumání by bylo ideální zajistit větší zkoumaný vzorek, i když by to představovalo získávat probandy z jiných oddělení fakultní nemocnice.

Rozdílly se nacházely i v lokalizaci iktu, kdy nejvíce probandů (celkově 5) měli lézi v povodí a. cerebri media, dále se u jednotlivců diagnostikovaly ikty v capsule interně, vertebrobazilárním povodí a bazálních gangliech. Jeden proband byl dokonce klasifikován jako pacient bez nálezu. Pro další studie by bylo vhodné stanovit jednotnost skupiny z hlediska místa iktu, aby výsledky měření byly objektivní. Zastoupení žen ve zkoumaném vzorku bylo nulové. Výsledky tím mohly být částečně ovlivněny. Do budoucna by bylo vhodné zastoupení obou pohlaví vyrovnat nebo alespoň zčásti přiblížit rovnoměrnému rozložení.

Faktorem ovlivňujícím výsledky může být i rozdílná délka hospitalizace probandů. Průměrně byli pacienti měřeni po 11 dnech  $\pm$  5,2 dne, což je velký rozptyl, při kterém nelze zaručit to, aby každý pacient absolvoval stejně dlouhý rehabilitační plán. Z důvodu kapacity lůžek a rozdílných klinických stavů pacientů nešlo zajistit dostatečně stabilní rozpětí mezi úvodním a výstupním měřením.

Nejmarkantnějším limitem může být samotné měření. V přípravě pacienta na měření se muselo dbát na dostatečné ošetření pokožky měřeného svalu. Ta musí být přizpůsobena k aplikaci elektrod abrazivní pastou či alkoholem, případně oholena pro zajištění kvalitního snímání EMG signálu a dobrého přilnutí. Při lepení elektrod se palpačně ozřejmí břicho svalu, což však může být subjektivně zkresleno. U samotného měření nezřídka kdy došlo k vypadnutí signálu z důvodu velké vzdálenosti mezi probandem a snímačem, což způsobilo zkreslení či případnou absenci signálu. Probandi také kvůli tomuto problému museli zkracovat určenou vzdálenost na chodbě, kde měření probíhalo. To znamenalo mnohem více zaznamenaných otoček na EMG signálu, které narušovaly kontinuitu 5 krokových cyklů. V následných měřeních je nutné dbát na umístění snímače, aby k těmto výpadkům, resp. zkreslením při snímání nedocházelo.



Neopomíjenou skutečností je i to, že probandi neznali užívání běžeckého pásu. Jelikož se skupina sestávala zejména z pacientů starších ročníků, jejich personální zkušenost s tímto typem stroje byla velice malá. První (úvodní) měření mohlo být zkresleno pro nízkou adaptaci. Ta však díky pravidelnému užívání při terapiích vzrostla, proto druhé měření mohlo být touto skutečností ovlivněno.

## Závěr

Cílem této diplomové práce bylo objektivně zhodnotit chůzi a svalovou aktivitu u pacientů po CMP na paretické a neparetické dolní končetině. Ke zkoumání sloužila data naměřená při úvodním měření před započítáním rehabilitačního pobytu a při výstupním měření před propuštěním pacienta do domácí péče.

Zařazení přístrojové techniky do rehabilitačních programů u neurologických pacientů je v poslední době velmi časté a odborníci se domnívají, že právě chůze na chodicím pásu může přispět k rehabilitaci chůze a být tak ideálním doplňkem ke klasickým metodám. Z toho důvodu je často zkoumán vliv pásu na chůzi u pacientů po CMP společně s chůzí po rovině.

Po zhodnocení svalové aktivity ze svalů m. TA, m. GM, m. RF a m. BF nevyšly výsledky statisticky signifikantní i přesto, že na grafech byl patrný rozdíl. Z klinického hlediska lze tvrdit, že k pozitivním změnám došlo, ale z pohledu statistického to nelze deklarovat. U hypotéz týkajících se rozsahů úhlových rychlostí statistické změny nastaly, což koreluje i s rozdíly rychlostí při chůzi na pásu a po rovině. Probandi vykazovaly vyšší rozsahy při chůzi po rovině, protože si mohli sami určit, jak rychle budou po dobu měření chodit. Sami se také mohli po dobu měření přizpůsobovat nárokům kladeným vnějším prostředím, což při chůzi na pásu při stanovené pohodlné rychlosti chůze nešlo. Kromě toho je chůze po rovině pro jedince daleko známější a přirozenější než chůze na pásu, což vede k potvrzení výroku, že svalová aktivita probandů je vyšší v této situaci.

Cílů diplomové práce dosaženo bylo, jelikož se podařilo potvrdit jednak rozdíly mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou, ale také odlišnosti mezi chůzí na pásu a na chodbě. Z klinického hlediska většina pacientů dosáhla zlepšení svého impairmentu, což dokazuje vyrovnaní svalových aktivit, ale také přiblížení rozsahů úhlových rychlostí mezi paretickou a neparetickou DK.

Právě díky objektivnímu zhodnocení terapie se pacientům dostala žádaná zpětná vazba, která je tak mohla motivovat k další práci vedoucí k progresi v jejich zdravotních stavech i po ukončení hospitalizace. Z diplomové práce vyplývá konstatování, že zařazení přístrojových technik i v kombinaci s virtuální realitou v rehabilitaci je pro pacienty jen a pouze přínosem, při kterém dochází k výraznějšímu zlepšení chůzových parametrů.

Pro další zkoumání v tomto odvětví lze doporučit zvětšení vzorku, případně vytvoření testované a kontrolní zdravé skupiny pro vzájemné srovnání měřených jednotek a vyplývajících odchylek při chůzi. Pro zachování jednotnosti studie je vhodné vybírat probandy se stejnou lokalizací léze a tím odpovídající symptomatikou. Další možností je porovnat data u této skupiny pacientů se skupinou probandů v chronickém stádiu za dodržení stejných podmínek měření.

## Referenční seznam

1. ADA, L., CM. DEAN a R. LINDLEY. 2013. Randomized trial of treadmill training to improve walking in community-dwelling people after stroke: the AMBULATE trial. *International Journal Of Stroke: Official Journal Of The International Stroke Society* [online]. **8**(6), 436-44 [cit. 2019-02-25]. DOI: 10.1111/j.1747-4949.2012.00934.x. ISSN 17474949. Dostupné z: <https://bit.ly/2BRPgxD>
2. ALKJÆR, Tine, Peter K. LARSEN, Gitte PEDERSEN, Linda H. NIELSEN a Erik B. SIMONSEN. 2006. Biomechanical analysis of rollator walking. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. **5**(1), 1–7 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1186/1475-925X-5-2. ISSN 1475925X. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-5-2>
3. AMBLER, Zdeněk. 2011. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.
4. ARYA, K.N. a S. PANDIAN. 2014. Interlimb neural coupling: Implications for poststroke hemiparesis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **57**(9-10), 696-713 [cit. 2020-05-04]. DOI: 10.1016/j.rehab.2014.06.003. ISSN 18770657. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S187706571401745X>
5. BARBEAU, H. a S. ROSSIGNOL. 1987. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Research*[online]. **412**(1), 84-95 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.1016/0006-8993(87)91442-9. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0006899387914429>
6. BARZI, Yasaman a E. Paul ZEHR. 2008. Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. **119**(6), 1443-1452 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.02.016. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S138824570800165X>
7. BASTLOVÁ, Petra. 2018. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5301-9.
8. BOSCH, Jackie, Martin J. O'DONNELL, Susan BARRECA, Lehana THABANE a Laurie WISHART. 2014. Does Task-Oriented Practice Improve Upper Extremity Motor Recovery

- after Stroke? A Systematic Review. *ISRN Stroke* [online]. **2014**, 1-10 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1155/2014/504910. ISSN 2090-9454. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/archive/2014/504910/>
9. BRAUN, Susy M., Anna J. BEURSKENS, Paul J. BORM, Thomas SCHACK a Derick T. WADE. 2006. The Effects of Mental Practice in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **87**(6), 842-852 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.02.034. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306002036>
  10. BRONSTEIN, Adolfo M., ed. 2004. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. 2nd ed. London: Edward Arnold, viii, 466 s. ISBN 0340806575.
  11. BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **22**(2), 70-78 [cit. 2019-02-18]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2015-2/vyuziti-zpetne-vazby-v-rehabilitaci-pacientu-s-poruchami-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-52117>
  12. BURRIDGE, J.H., D.E. WOOD, P.N. TAYLOR a D.L. MCLELLAN. 2001. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Medical Engineering & Physics* [online]. **23**(6), 427-434 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1016/S1350-4533(01)00061-3. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453301000613>
  13. CEPEDA, Nicholas J., Harold PASHLER, Edward VUL, John T. WIXTED a Doug ROHRER. 2006. Distributed practice in verbal recall tasks: A review and quantitative synthesis. *Psychological Bulletin* [online]. **132**(3), 354-380 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1037/0033-2909.132.3.354. ISSN 1939-1455. Dostupné z: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/0033-2909.132.3.354>
  14. COHEN, D. A., A. PASCUAL-LEONE, D. Z. PRESS a E. M. ROBERTSON. 2005. Off-line learning of motor skill memory: A double dissociation of goal and movement. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. **102**(50), 18237-18241 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1073/pnas.0506072102. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.0506072102>

15. COMBS-MILLER, Stephanie, Anu KALPATHI PARAMESWARAN, Dawn COLBURN, Tara ERTEL, Amanda HARMEYER, Lindsay TUCKER a Arlene SCHMID. 2014. Body weight-supported treadmill training vs. overground walking training for persons with chronic stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. **28**(9), 873-884 [cit. 2019-02-25]. DOI: 10.1177/0269215514520773. ISSN 02692155. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215514520773?journalCode=crea>
16. CORBETTA, Davide, Federico IMERI a Roberto GATTI. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. **61**(3), 117-124 [cit. 2020-03-05]. DOI: 10.1016/j.jphys.2015.05.017. ISSN 18369553. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955315000569>
17. CRISWELL, Eleanor. 2011. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, Mass.: Jones and Bartlett, xix, 412 s. ISBN 978-0-7637-3274-5.
18. DANNER, Simon M., Ursula S. HOFSTOETTER, Brigitta FREUNDL, Heinrich BINDER, Winfried MAYR, Frank RATTAY a Karen MINASSIAN. 2015. Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain* [online]. 138(3), 577-588 [cit. 2020-05-06]. DOI: 10.1093/brain/awu372. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/awu372>
19. DEN OTTER, A., A. GEURTS, T. MULDER a J. DUYSSENS. 2006. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. **117**(1), 4-15 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2005.08.014. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245705003469>
20. DEVITA, Paul a Tibor HORTOBAGYI. 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* [online]. **88**(5), 1804-1811 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1152/jappl.2000.88.5.1804. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.2000.88.5.1804>
21. DIETZ, Volker. 2002. Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends in Neurosciences* [online]. **25**(9), 462-467 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1016/S0166-

2236(02)02229-4. ISSN 01662236. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0166223602022294>

22. DIETZ, Volker, Roland MÜLLER a Gery COLOMBO. 2002. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain* [online]. **125**(12), 2626-2634 [cit. 2020-04-30]. DOI: 10.1093/brain/awf273. ISSN 14602156. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/awf273>
23. DI RIENZO, Franck, Ursula DEBARNOT, Sébastien DALIGAULT, Elodie SARUCO, Claude DELPUECH, Julien DOYON, Christian COLLET a Aymeric GUILLOT. 2016. Online and Offline Performance Gains Following Motor Imagery Practice: A Comprehensive Review of Behavioral and Neuroimaging Studies. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. **10**, 1-15 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.3389/fnhum.2016.00315. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fnhum.2016.00315/abstract>
24. DIETZ, Volker. 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology* [online]. 114(8), 1379-1389 [cit. 2020-05-04]. DOI: 10.1016/S1388-2457(03)00120-2. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245703001202>
25. DIETZ, V., A. GOLLHOFER, M. KLEIBER a M. TRIPPEL. 1992. Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Experimental Brain Research* [online]. 89(1), 229-231 [cit. 2020-05-06]. DOI: 10.1007/BF00229020. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00229020>
26. DIETZ, Volker a Miriam SCHRAFL-ALTERMATT. 2016. Control of functional movements in healthy and post-stroke subjects: Role of neural interlimb coupling. *Clinical Neurophysiology* [online]. **127**(5), 2286-2293 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2016.02.014. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245716000778>
27. DODD, Karen J. a Meg E. MORRIS. 2003. Lateral pelvic displacement during gait: Abnormalities After Stroke and Changes During the First Month of Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **84**(8), 1200-1205 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00142-4. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999303001424>

28. DUNGL, Pavel. 2014. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-4743-578.
29. EHLER, Edvard, Aleš KOPAL, Petra MANDYSOVÁ a Ján LATTA. 2011. Komplikace ischemické cévní mozkové příhody. *Neurologie pro praxi* [online]. 1. 6. 2011, **12**(2), 129-134 [cit. 2019-02-18]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/02/13.pdf>
30. ENG, Janice J. a Pei-Fang TANG. 2007. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. **7**(10), 1417-1436 [cit. 2020-03-05]. DOI: 10.1586/14737175.7.10.1417. ISSN 1473-7175. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/14737175.7.10.1417>
31. ENG, Janice J., Pei-Fang TANG, Roland VAN PEPPEN, Philip Jan VAN DER WEES, Erik HENDRIKS, Marc RIETBERG, Gert KWAKKEL a Terence J. QUINN. 2014. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. **7**(10), 1417-1436 [cit. 2020-03-03]. DOI: 10.1586/14737175.7.10.1417. ISSN 1473-7175. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/14737175.7.10.1417>
32. ENOKA, Roger M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, ix, 549 s. ISBN 978-0-7360-6679-2.
33. EVERAERT, Dirk G., Richard B. STEIN, Gary M. ABRAMS, et al. 2013. Effect of a Foot-Drop Stimulator and Ankle–Foot Orthosis on Walking Performance After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **27**(7), 579-591 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1177/1545968313481278. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968313481278>
34. FIKSA, Jan. 2015. Cévní mozková příhoda, patogeneze a současné aspekty léčby. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře* [online]. **7**(2), 42-45 [cit. 2019-02-18]. ISSN 1803-7542. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/36405-cevni-mozkova-prihoda-patogeneze-a-soucasne-aspekty-lecby>



35. FIORIO, Mirta, Caterina MARIOTTI, Marta PANZERI, Emanuele ANTONELLO, Joseph CLASSEN a Michele TINAZZI. 2014. The Role of the Cerebellum in Dynamic Changes of the Sense of Body Ownership: A Study in Patients with Cerebellar Degeneration. *Journal of Cognitive Neuroscience* [online]. **26**(4), 712-721 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1162/jocn\_a\_00522. ISSN 0898-929X. Dostupné z: [http://www.mitpressjournals.org/doi/10.1162/jocn\\_a\\_00522](http://www.mitpressjournals.org/doi/10.1162/jocn_a_00522)
36. GAGE, James R., ed. 2009. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. 2. London: Mac Keith Press, xiv, 644 s. Clinics in Developmental Medicine, no. 180-181. ISBN 978-1-898683-65-0.
37. GAUGGEL, Siegfried a Sonja FISCHER. 2001. The effect of goal setting on motor performance and motor learning in brain-damaged patients. *Neuropsychological Rehabilitation* [online]. **11**(1), 33-44 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1080/09602010042000150. ISSN 0960-2011. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09602010042000150>
38. GENTILE, A. M. 1972. A Working Model of Skill Acquisition with Application to Teaching. *Quest* [online]. **17**(1), 3-23 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1080/00336297.1972.10519717. ISSN 0033-6297. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00336297.1972.10519717>
39. GRAHN, Jessica A. 2012. Neural Mechanisms of Rhythm Perception: Current Findings and Future Perspectives. *Topics in Cognitive Science* [online]. **4**(4), 585-606 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1111/j.1756-8765.2012.01213.x. ISSN 17568757. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1756-8765.2012.01213.x>
40. GROSS, Jeffrey M., Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-725-4720-8.
41. GOMEZ-RODRIGUEZ, M., J. PETERS, J. HILL, B. SCHÖLKOPF, A. GHARABAGHI a M. GROSSE-WENTRUP. 2011. Closing the sensorimotor loop: haptic feedback facilitates decoding of motor imagery. *Journal of Neural Engineering* [online]. **8**(3), 1-12 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1088/1741-2560/8/3/036005. ISSN 1741-2560. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/1741-2552/8/i=3/a=036005?key=crossref.a95f3b0d9c3d99e5db6dd0fbaea07098>

42. GRILLNER, Sten. 2003. The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks. *Nature Reviews Neuroscience* [online]. 4(7), 573-586 [cit. 2020-04-30]. DOI: 10.1038/nrn1137. ISSN 1471-003X. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nrn1137>
43. GUADAGNOLI, Mark A. a Timothy D. LEE. 2004. Challenge Point: A Framework for Conceptualizing the Effects of Various Practice Conditions in Motor Learning. *Journal of Motor Behavior* [online]. 36(2), 212-224 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.3200/JMBR.36.2.212-224. ISSN 0022-2895. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3200/JMBR.36.2.212-224>
44. HAMILL, Joseph a Kathleen KNUTZEN. 2009. *Biomechanical basis of human movement*. 3rd ed. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, xi, 491 s. ISBN 978-0-7817-9128-1.
45. HAYWARD, Kathryn S., Ruth N. BARKER, Richard G. CARSON, et al. 2014. The effect of altering a single component of a rehabilitation programme on the functional recovery of stroke patients: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation* [online]. 28(2), 107-117 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1177/0269215513497601. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215513497601>
46. HENDREY, Genevieve, Ross A. CLARK, Anne E. HOLLAND, Benjamin F. MENTIPLAY, Carly DAVIS, Cristie WINDFELD-LUND, Melissa J. RAYMOND a Gavin WILLIAMS. 2018. Feasibility of Ballistic Strength Training in Subacute Stroke: A Randomized, Controlled, Assessor-Blinded Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 99(12), 2430-2446 [cit. 2020-05-22]. DOI: 10.1016/j.apmr.2018.04.032. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999318303241>
47. HERZIG Roman a Ivanka VLACHOVÁ. 2007. Cévní onemocnění mozku a míchy. In: KAŇOVSKÝ, Petr a Roman HERZIG. *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 336 s. ISBN 978-80-244-1664-9.
48. HESSE, Stefan, Cordula WERNER, Tina PAUL, Anita BARDELEBEN a Joaquim CHALER. 2001. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and*

- Rehabilitation* [online]. **82**(11), 1547-1550 [cit. 2020-05-19]. DOI: 10.1053/apmr.2001.26607. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301721272>
49. HESSE, Stefan, Jan MEHRHOLZ a Cordula WERNER. 2008. Robot-Assisted Upper and Lower Limb Rehabilitation After Stroke. *Deutsches Aerzteblatt Online* [online]. **105**(18), 330-336 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.3238/arztebl.2008.0330. ISSN 1866-0452. Dostupné z: <https://www.aerzteblatt.de/10.3238/arztebl.2008.0330>
50. HINDER, Mark R., James R. TRESILIAN, Stephan RIEK a Richard G. CARSON. 2008. The contribution of visual feedback to visuomotor adaptation: How much and when? *Brain Research* [online]. **1197**, 123-134 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1016/j.brainres.2007.12.067. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0006899308000243>
51. HORÁČEK, Ondřej a Pavel KOLÁŘ. 2009. Ischemické cévní mozkové příhody. In: KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
52. HUBBARD, Isobel J., Mark W. PARSONS, Cheryl NEILSON a Leeanne M. CAREY. 2009. Task-specific training: Evidence for and translation to clinical practice. *Occupational Therapy International* [online]. **16**(3-4), 175-189 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1002/oti.275. ISSN 09667903. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/oti.275>
53. CHAMPALOUX, Steven W., Naomi K. TEPPER, Michael MONSOUR, Kathryn M. CURTIS, Maura K. WHITEMAN, Polly A. MARCHBANKS a Denise J. JAMIESON. 2017. Use of combined hormonal contraceptives among women with migraines and risk of ischemic stroke. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. **216**(5), 489.e1-489.e7 [cit. 2019-02-19]. DOI: 10.1016/j.ajog.2016.12.019. ISSN 00029378. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002937816462083>
54. CHEN, Chia-Ling, Hsieh-Ching CHEN, Simon Fu-Tan TANG, Ching-Yi WU, Pao-Tsai CHENG a Wei-Hsien HONG. 2003. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American journal of physical medicine & rehabilitation* [online]. **82**(12), 925-935 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1097/01.PHM.0000098040.13355.B5. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14627929>

55. CHEN, George,Carolynn PATTEN, Dhara H. KOTHARI a Felix E. ZAJAC. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [online]. **22**(1), 51-56 [cit. 2020-05-18]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636204001171>
56. ILUNGA TSHISWAKA, Daudet, Crystal BENNETT a Cheyanne FRANKLIN. 2018. Effects of walking trainings on walking function among stroke survivors. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. **41**(1), 1-13 [cit. 2020-05-18]. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000250. ISSN 0342-5282. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00004356-201803000-00001>
57. JANKOWSKA, E. 1992. Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors. *Progress in Neurobiology* [online]. **38**(4), 335-378 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1016/0301-0082(92)90024-9. ISSN 03010082. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0301008292900249>
58. JEANNEROD, Marc. 2001. Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition. *NeuroImage* [online]. **14**(1), S103-S109 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1006/nimg.2001.0832. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811901908328>
59. JOHANSEN-BERG, Heidi, Helen DAWES, Claire GUY, Stephen M. SMITH, Derick T. WADE a Paul M. MATTHEWS. 2002. Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. *Brain* [online]. **125**(12), 2731-2742 [cit. 2020-02-26]. DOI: 10.1093/brain/awf282. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/awf282>
60. JOHNSON, Scott H. 2000. Imagining the impossible. *NeuroReport* [online]. **11**(4), 729-732 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1097/00001756-200003200-00015. ISSN 0959-4965. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00001756-200003200-00015>
61. KALINA, Miroslav. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-107-9.

62. KALITA, Zbyněk. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 80-859-1226-0.
63. KALVACH, Pavel. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2765-3.
64. KEJKLÍČKOVÁ, Ilona. 2011. *Logopedie v ošetrovatelské praxi*. Praha: Grada. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-2835-3.
65. KIM, C. Maria a Janice J. ENG. 2004. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & posture* [online]. **20**(2), 140-146 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.07.002. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636203001024>
66. KITATANI, R., K. OHATA, S. SATO, A. WATANABE, Y. HASHIGUCHI, N. YAMAKAMI, K. SAKUMA a S. YAMADA. 2016. Ankle muscle coactivation and its relationship with ankle joint kinematics and kinetics during gait in hemiplegic patients after stroke. *Somatosensory & Motor Research* [online]. **33**(2), 79-85 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1080/08990220.2016.1178636. ISSN 0899-0220. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/08990220.2016.1178636>
67. KLARNER, Taryn a E. Paul ZEHR. 2018. Sherlock Holmes and the curious case of the human locomotor central pattern generator. *Journal of Neurophysiology* [online]. **120**(1), 53-77 [cit. 2020-05-04]. DOI: 10.1152/jn.00554.2017. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00554.2017>
68. KOLÁŘ, Pavel. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
69. KOLÁŘOVÁ, Barbora, Martina MARKOVÁ, Jiří STACHO a Lucie SZMEKOVÁ. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
70. KOSTÍNEK, Jiří a Bronislav KRAČMAR. 2016. Vytrvalostní běh jako evoluční mechanismus. In: KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, s. 248-257. ISBN 9788024633794.

71. KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, Petr KOLÁŘ, Bronislava SCHUSTEROVÁ a Jana TOMSOVÁ. 2017. Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. **80/113**(5), 521-526 [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.14735/amcsnn2017521. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/gait-neurorehabilitation-in-stroke-patients-61803>
72. KUAN, Ta-Shen, Jui-Yi TSOU a Fong-Chin SU. 1999. Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **80**(7), 777-784 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/S0003-9993(99)90227-7. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999399902277>
73. KWAKKEL, Gert. 2009. Impact of intensity of practice after stroke: Issues for consideration. *Disability and Rehabilitation* [online]. **28**(13-14), 823-830 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1080/09638280500534861. ISSN 0963-8288. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280500534861>
74. KWAKKEL, Gert, Janne M. VEERBEEK, Erwin E. H. VAN WEGEN a Steven L. WOLF. 2015. Constraint-induced movement therapy after stroke. *The Lancet Neurology* [online]. **14**(2), 224-234 [cit. 2020-02-26]. DOI: 10.1016/S1474-4422(14)70160-7. ISSN 14744422. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474442214701607>
75. LÀDAVAS, Elisabetta. 2008. Multisensory-based Approach to the Recovery of Unisensory Deficit. *Annals of the New York Academy of Sciences* [online]. **1124**(1), 98-110 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1196/annals.1440.008. ISSN 00778923. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1196/annals.1440.008>
76. LAMONTAGNE, Anouk, Carol L. RICHARDS a Francine MALOUIN. 2000. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **10**(6), 407-415 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00028-6. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641100000286>
77. LAMONTAGNE, Anouk, Sophie J. DE SERRES, Joyce FUNG a Nicole PAQUET. 2005. Stroke affects the coordination and stabilization of head, thorax and pelvis during voluntary horizontal head motions performed in walking. *Clinical Neurophysiology* [online]. **116**(1),

- 101-111 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2004.07.027. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245704003013>
78. LAMONTAGNE, Anouk, Jennifer L. STEPHENSON a Joyce FUNG. 2007. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. **118**(4), 717-729 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2006.12.013. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245707000065>
79. LAMOTH, Claudine J., Floor J. VAN DEUDEKOM, Jos P. VAN CAMPEN, Bregje A. APPELS, Oscar J. DE VRIES a Mirjam PIJNAPPELS. 2011. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **8**(1), 1-9 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-2. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-2>
80. LENNON, Sheila. 2001. Gait Re-education Based on the Bobath Concept in Two Patients With Hemiplegia Following Stroke. *Physical Therapy* [online]. **81**(3), 924-935 [cit. 2020-03-03]. DOI: 10.1093/ptj/81.3.924. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/81/3/924/2857641>
81. LILJA, Margareta, Anders BERGH, Lennarth JOHANSSON a Louise NYGÅRD. 2003. Attitudes towards rehabilitation needs and support from assistive technology and the social environment among elderly people with disability. *Occupational Therapy International* [online]. **10**(1), 75-93 [cit. 2020-02-28]. DOI: 10.1002/oti.178. ISSN 0966-7903. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/oti.178>
82. LUFT, Andreas R., Sandy MCCOMBE-WALLER, Jill WHITALL, et al. 2004. Repetitive Bilateral Arm Training and Motor Cortex Activation in Chronic Stroke. *JAMA* [online]. **292**(15), 1853-1861 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1001/jama.292.15.1853. ISSN 0098-7484. Dostupné z: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.292.15.1853>
83. MACKAY-LYONS, Marilyn. 2002. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Physical Therapy* [online]. **82**(1), 69-83 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.1093/ptj/82.1.69. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/82/1/69/2837028>

84. MAGUIRE, Clare, Judith M SIEBEN, Matthias FRANK a Jacqueline ROMKES. 2009. Hip abductor control in walking following stroke — the immediate effect of canes, taping and TheraTogs on gait. *Clinical Rehabilitation* [online]. 24(1), 37-45 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1177/0269215509342335. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215509342335>
85. MAGUIRE, Clare C., Judith M. SIEBEN a Robert A. DE BIE. 2017. The influence of walking-aids on the plasticity of spinal interneuronal networks, central-pattern-generators and the recovery of gait post-stroke. A literature review and scholarly discussion. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 21(2), 422-434 [cit. 2020-05-10]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.09.012. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859216302029>
86. MAIER, Martina, Belén Rubio BALLESTER a Paul F. M. J. VERSCHURE. 2019. Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience* [online]. **13**, 1-18 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.3389/fnsys.2019.00074. ISSN 1662-5137. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnsys.2019.00074/full>
87. MARIANI, Benoit, Constanze HOSKOVEC, Stephane ROCHAT, Christophe BŮLA, Julien PENDERS a Kamiar AMINIAN. 2010. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*[online]. **43**(15), 2999-3006 [cit. 2020-01-27]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.003. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010003684>
88. MEHRHOLZ, Jan, Marcus POHL, Joachim KUGLER a Bernhard ELSNER. 2018. The Improvement of Walking Ability Following Stroke: A Systematic Review and Network Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Deutsches Aerzteblatt International* [online]. **115**(39), 639-677 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.3238/arztebl.2018.0639. ISSN 18660452. Dostupné z: <https://bit.ly/2IC7g4C>
89. MENTIPLAY, Benjamin F., Megan BANKY, Ross A. CLARK, Michelle B. KAHN a Gavin WILLIAMS. 2018. *Lower limb angular velocity during walking at various speeds* [online]. **65**, 190-196 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.162. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218302406>



90. MOLINARI, Marco. 2009. Plasticity properties of CPG circuits in humans: Impact on gait recovery. *Brain Research Bulletin* [online]. 78(1), 22-25 [cit. 2020-04-30]. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2008.02.030. ISSN 03619230. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0361923008000993>
91. MOORE, Jennifer, Elliot ROTH, Clyde KILLIAN a George HORNBY. 2010. Locomotor training improves daily stepping activity and gait efficiency in individuals poststroke who have reached a "plateau" in recovery. *Stroke* [online]. 41(1), 129-35 [cit. 2019-02-25]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.109.563247. ISSN 15244628. Dostupné z: <https://bit.ly/2XocAvL>
92. MOORE, Emma, Rebecca S. SCHAEFER, Mark E. BASTIN, Neil ROBERTS a Katie OVERY. 2017. Diffusion tensor MRI tractography reveals increased fractional anisotropy (FA) in arcuate fasciculus following music-cued motor training. *Brain and Cognition* [online]. 116, 40-46 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1016/j.bandc.2017.05.001. ISSN 02782626. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278262617300210>
93. MURRAY, M. P., L. A. MOLLINGER, G. M. GARDNER a S. B. SEPIC. 1984. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2(3), 272-280 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1002/jor.1100020309. ISSN 0736-0266. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100020309>
94. NADIN, Mihai. 2015. Variability by Another Name: "Repetition Without Repetition". *Anticipation: Learning from the Past* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2015-7-4, 329-337 [cit. 2020-03-03]. Cognitive Systems Monographs. DOI: 10.1007/978-3-319-19446-2\_19. ISBN 978-3-319-19445-5. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-19446-2\\_19](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-19446-2_19)
95. NAITO, Eiichi, Takanori KOCHIYAMA, Ryo KITADA, Satoshi NAKAMURA, Michikazu MATSUMURA, Yoshiharu YONEKURA a Norihiro SADATO. 2002. Internally Simulated Movement Sensations during Motor Imagery Activate Cortical Motor Areas and the Cerebellum. *The Journal of Neuroscience* [online]. 22(9), 3683-3691 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.22-09-03683.2002. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/lookup/doi/10.1523/JNEUROSCI.22-09-03683.2002>

96. NEUMANNOVÁ, Kateřina, Miroslav JANURA, Zuzana KOVÁČIKOVÁ, Zdeněk SVOBODA a Lukáš JAKUBEC. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
97. NOMBELA, Cristina, Laura E. HUGHES, Adrian M. OWEN a Jessica A. GRAHN. 2013. Into the groove: Can rhythm influence Parkinson's disease? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* [online]. **37**(10), 2564-2570 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2013.08.003. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763413001930>
98. ÖGREN, Joachim, Anna-Lotta IREWALL, Lars SÖDERSTRÖM, Thomas MOOE a Stephan MECKEL. 2018. Serious hemorrhages after ischemic stroke or TIA – Incidence, mortality, and predictors. *PLOS ONE* [online]. **13**(4), 1-13 [cit. 2019-02-19]. DOI: 10.1371/journal.pone.0195324. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0195324>
99. PAOLUCCI, Stefano, Gabriella ANTONUCCI, Maria Grazia GRASSO, Daniela MORELLI, Elio TROISI, Paola COIRO a Maura BRAGONI. 2000. Early versus delayed inpatient stroke rehabilitation: A matched comparison conducted in Italy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **81**(6), 695-700 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/S0003-9993(00)90095-9. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999300900959>
100. PÁNEK, David, Dagmar PAVLŮ a Jitka ČEMUSOVÁ. 2009. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **16**(4), 177-180. ISSN 1211-2658.
101. PARK, Hyeshin, Sujin KIM, Carolee J. WINSTEIN, James GORDON a Nicolas SCHWEIGHOFER. 2015. Short-Duration and Intensive Training Improves Long-Term Reaching Performance in Individuals With Chronic Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **30**(6), 551-561 [cit. 2020-02-19]. DOI: 10.1177/1545968315606990. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968315606990>
102. PEARSON, Keir G. 2004. Generating the walking gait: role of sensory feedback. *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* [online]. Elsevier, 2004, (143), 123-129 [cit. 2020-05-06]. Progress in Brain Research. DOI: 10.1016/S0079-6123(03)43012-4.

ISBN 9780444513892. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079612303430124>

103. PERRY, Jacquelin. 1992. *Gait analysis: normal and pathological function*. Ilustroval Bill SCHONEBERGER. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated, xxxii, 524 s. ISBN 1556421923.
104. PERRY, Jacquelin. 1993. Determinants of Muscle Function in the Spastic Lower Extremity. *Clinical orthopaedics and related research* [online]. březen 1993, (288), 10-26 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1097/00003086-199303000-00003. Dostupné z: <https://scihub.tw/10.1097/00003086-199303000-00003>
105. PERRY, J., M. GARRETT, J.k. GRONLEY a S.j. MULROY. 1995. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* [online]. **26**(6), 982 - 989 [cit. 2019-02-25]. DOI: 10.1161/01.STR.26.6.982. ISSN 15244628. Dostupné z: <https://bit.ly/2VibJuT>
106. PETERSEN, T. H., M. WILLERSLEV-OLSEN, B. A. CONWAY a J. B. NIELSEN. 2012. The motor cortex drives the muscles during walking in human subjects. *The Journal of Physiology* [online]. 590(10), 2443-2452 [cit. 2020-05-06]. DOI: 10.1113/jphysiol.2012.227397. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2012.227397>
107. PFEIFFER, Jan. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 351 s. ISBN 978-80-247-1135-5.
108. REDCAY, Elizabeth, David DODELL-FEDER, Mark J. PEARROW, Penelope L. MAVROS, Mario KLEINER, John D.E. GABRIELI a Rebecca SAXE. 2010. Live face-to-face interaction during fMRI: A new tool for social cognitive neuroscience. *NeuroImage* [online]. **50**(4), 1639-1647 [cit. 2020-02-28]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.01.052. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811910000741>
109. Rehabilitační ústav Kladruby. 2020. Rehabilitace - procedury: Informace o jednotlivých procedurách. *Rehabilitační ústav Kladruby* [online]. Kladruby: Galileo Corporation [cit. 2020-03-06]. Dostupné z: <http://www.rehabilitace.cz/poskytovana-pece/rehabilitace-procedury/>
110. REISMAN, D. S., R. WITYK, K. SILVER a A. J. BASTIAN. 2007. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* [online]. **130**(7), 1861-1872 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1093/brain/awm035. ISSN 0006-8950. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/awm035>

111. RICHARDS, Jim. 2019. EMG workshop [přednáška]. Olomouc: Fakultní nemocnice Olomouc, dne 10. 4. 2019.
112. ROKYTA, Richard. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-802-4748-672.
113. RONSSE, Renaud, Veerle PUTTEMANS, James P. COXON, Daniel J. GOBLE, Johan WAGEMANS, Nicole WENDEROTH a Stephan P. SWINNEN. 2011. Motor Learning with Augmented Feedback: Modality-Dependent Behavioral and Neural Consequences. *Cerebral Cortex* [online]. **21**(6), 1283-1294 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1093/cercor/bhq209. ISSN 1460-2199. Dostupné z: <https://academic.oup.com/cercor/article-lookup/doi/10.1093/cercor/bhq209>
114. ROSA, Marlene Cristina Neves, Alda MARQUES, Sara DEMAIN a Cheryl D. METCALF. 2014. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **24**(1), 1-10 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.10.016. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641113002484>
115. ROSE, Jessica a James Gibson GAMBLE, ed. 2006. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins, xiii, 234 s. ISBN 9780781759540.
116. ROZANSKI, Gabriela M., Andrew H. HUNTLEY, Lucas D. CROSBY, Alison SCHINKEL-IVY, Avril MANSFIELD a Kara K. PATTERSON. 2019. *Lower limb muscle activity underlying temporal gait asymmetry post-stroke* [online]. 1-18 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1101/19010421. (v přípravě) Dostupné z: <https://www.medrxiv.org/content/10.1101/19010421v1.full.pdf>
117. SAGNIER, Sharmila, Pauline RENOU, Stéphane OLINDO, et al. 2017. Gait Change Is Associated with Cognitive Outcome after an Acute Ischemic Stroke. *Frontiers in Aging Neuroscience*, Vol 9 (2017) [online]. **9**, 1-7 [cit. 2019-02-24]. DOI: 10.3389/fnagi.2017.00153/full. ISSN 16634365. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnagi.2017.00153/full>
118. SALMONI, Alan W., Richard A. SCHMIDT a Charles B. WALTER. 1984. Knowledge of results and motor learning: A review and critical reappraisal. *Psychological*

- Bulletin [online]. 95(3), 355-386 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1037/0033-2909.95.3.355. ISSN 1939-1455. Dostupné z: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/0033-2909.95.3.355>
119. SATO, Atsushi a Asako YASUDA. 2005. Illusion of sense of self-agency: discrepancy between the predicted and actual sensory consequences of actions modulates the sense of self-agency, but not the sense of self-ownership. *Cognition*[online]. **94**(3), 241-255 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1016/j.cognition.2004.04.003. ISSN 00100277. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S001002770400099X>
120. SAVION-LEMIEUX, Tal a Virginia B. PENHUNE. 2005. The effects of practice and delay on motor skill learning and retention. *Experimental Brain Research* [online]. **161**(4), 423-431 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1007/s00221-004-2085-9. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-004-2085-9>
121. SHADMEHR, Reza, Maurice A. SMITH a John W. KRAKAUER. 2010. Error Correction, Sensory Prediction, and Adaptation in Motor Control. *Annual Review of Neuroscience* [online]. **33**(1), 89-108 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1146/annurev-neuro-060909-153135. ISSN 0147-006X. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev-neuro-060909-153135>
122. SHEA, Charles H. a Robert M. KOHL. 1991. Composition of Practice: Influence on the Retention of Motor Skills. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. **62**(2), 187-195 [cit. 2020-02-19]. DOI: 10.1080/02701367.1991.10608709. ISSN 0270-1367. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.1991.10608709>
123. SHEA, John B. a Robyn L. MORGAN. 1979. Contextual interference effects on the acquisition, retention, and transfer of a motor skill. *Journal of Experimental Psychology, Human Learning and Memory* [online]. **5**(2), 179-187 [cit. 2020-02-19]. DOI: 10.1037/0278-7393.5.2.179. ISSN 0096-1515. Dostupné z: <http://content.apa.org/journals/xlm/5/2/179>
124. SCHACHE, Anthony G., Richard BAKER a Larry W. LAMOREUX. 2008. Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. *Gait & Posture* [online]. **27**(1), 60-69 [cit. 2020-02-03]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.01.002. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207000288>

125. SCHMIDT, Richard A. a Timothy Donald LEE. 2014. *Motor learning and performance: from principles to application*. 5th ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics, xx, 315 s. ISBN 978-1-4504-4361-6.
126. SCHMIDT, Richard A., Timothy Donald LEE, Carolee J. WINSTEIN, Gabriele WULF a Howard N. ZELAZNIK. 2019. *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. Sixth edition. Champaign, Il.: Human Kinetics, xvii, 532 s. ISBN 978-1-4925-4775-4.
127. SOBER, Samuel J. a Philip N. SABES. 2018. Multisensory Integration during Motor Planning. *The Journal of Neuroscience* [online]. **23**(18), 6982-6992 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.23-18-06982.2003. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/lookup/doi/10.1523/JNEUROSCI.23-18-06982.2003>
128. SQUIRE, Larry R., ed. 2008. *Fundamental neuroscience*. 3rd ed. Amsterdam: Elsevier academic press. ISBN 978-0-12-374019-9.
129. SRIVASTAVA, Abhishek, Arun b. TALY, Anupam GUPTA, Sendhil KUMAR a Thyloth MURALI. 2016. Bodyweight-supported treadmill training for retraining gait among chronic stroke survivors. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*[online]. **59**(4), 235-241 [cit. 2019-02-25]. DOI: 10.1016/j.rehab.2016.01.014. ISSN 18770657. Dostupné z: <https://bit.ly/2XkkGG1>
130. STEPHENSON, Jennifer L., Sophie J. DE SERRES a Anouk LAMONTAGNE. 2010. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait & Posture* [online]. **31**(1), 109-115 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.008. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209006213>
131. SUICA, Zorica, Jacqueline ROMKES, Amir TAL a Clare MAGUIRE. 2016. Walking with a four wheeled walker (rollator) significantly reduces EMG lower-limb muscle activity in healthy subjects. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*[online]. **20**(1), 65-73 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2015.06.002. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859215001564>
132. SULLIVAN, K. J, D. A BROWN, T. KLASSEN, S. MULROY, T. GE, S. P AZEN a C. J WINSTEIN. 2007. Effects of Task-Specific Locomotor and Strength Training in Adults Who Were Ambulatory After Stroke: Results of the STEPS Randomized Clinical Trial. *Physical*

- Therapy* [online]. **87**(12), 1580-1602 [cit. 2020-05-18]. DOI: 10.2522/ptj.20060310. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20060310>
133. TAUB, Edward, Gitendra USWATTE a Rama PIDIKITI. 1999. Constraint-Induced Movement Therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation--a clinical review. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 1999, **36**(3), 237-51 [cit. 2020-02-16].  
Dostupné z: [https://www.uab.edu/citherapy/images/pdf\\_files/citreview\\_jrrd99.pdf](https://www.uab.edu/citherapy/images/pdf_files/citreview_jrrd99.pdf)
134. TAUB, Edward a Gitendra USWATTE. 2003. Constraint-induced movement therapy: bridging from the primate laboratory to the stroke rehabilitation laboratory. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **35**, 34-40 [cit. 2020-02-26]. DOI: 10.1080/16501960310010124. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.1080/16501960310010124>
135. TAUB, Edward, Gitendra USWATTE, V. W. MARK a D. M. MORRIS. 2006. The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. *EDIZIONI MINERVA MEDICA* [online]. **42**(3), 242-255 [cit. 2020-02-26]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2006N03A0241>
136. TAYLOR, J. A., J. W. KRAKAUER a R. B. IVRY. 2014. Explicit and Implicit Contributions to Learning in a Sensorimotor Adaptation Task. *Journal of Neuroscience* [online]. **34**(8), 3023-3032 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.3619-13.2014. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.3619-13.2014>
137. THAUT, Michael H. a Mutsumi ABIRU. 2010. Rhythmic Auditory Stimulation in Rehabilitation of Movement Disorders: A Review Of Current Research. *Music Perception* [online]. **27**(4), 263-269 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1525/mp.2010.27.4.263. ISSN 0730-7829. Dostupné z: <http://mp.ucpress.edu/cgi/doi/10.1525/mp.2010.27.4.263>
138. TSAKIRIS, Manos, Simone SCHÜTZ-BOSBACH a Shaun GALLAGHER. 2007. On agency and body-ownership: Phenomenological and neurocognitive reflections. *Consciousness and Cognition* [online]. **16**(3), 645-660 [cit. 2020-02-27]. DOI: 10.1016/j.concog.2007.05.012. ISSN 10538100. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053810007000542>

139. VAN HEDEL, Hubertus J.A. a Volker DIETZ. 2010. Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 28(1), 123-134 [cit. 2020-04-30]. DOI: 10.3233/RNN-2010-0508. ISSN 09226028. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/41088384\\_Rehabilitation\\_of\\_locomotion\\_after\\_spinal\\_cord\\_injury](https://www.researchgate.net/publication/41088384_Rehabilitation_of_locomotion_after_spinal_cord_injury)
140. VAUGHAN, Christopher L., Brian L. DAVIS a Jeremy C. O'CONNOR. 1992. *Dynamics of human gait*. 2. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers. ISBN 08-732-2371-3.
141. VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.
142. VÉLE, František. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.
143. VEERBEEK, Janne Marieke, Erwin VAN WEGEN, Roland VAN PEPPEN, Philip Jan VAN DER WEES, Erik HENDRIKS, Marc RIETBERG, Gert KWAKKEL a Terence J. QUINN. 2014. What Is the Evidence for Physical Therapy Poststroke? A Systematic Review and Meta-Analysis. *PLoS ONE* [online]. 9(2), 1-33 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1371/journal.pone.0087987. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0087987>
144. VOJÁČEK, Jan a Martin MALÝ. 2004. *Arteriální a žilní trombóza v klinické praxi*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0501-X.
145. VYSKOTOVÁ, Jana. 2013. *Úvod do obecné a vývojové kineziologie* [online]. Ostrava: Ostravská univerzita [cit. 2019-02-23]. ISBN 978-80-7464-420-7. Dostupné z: <https://docplayer.cz/18739903-Uvod-do-obecne-a-vyvojove-kineziologie.html>
146. WALKER, Martha L., Stacie I. RINGLEB, George C. MAIHAFER, Robert WALKER, Jessica R. CROUCH, Bonnie VAN LUNEN a Steven MORRISON. 2010. Virtual Reality–Enhanced Partial Body Weight–Supported Treadmill Training Poststroke: Feasibility and Effectiveness in 6 Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 91(1), 115-122 [cit. 2020-05-19]. DOI: 10.1016/j.apmr.2009.09.009. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999309007631>



147. WEISS, Patrice L., Rachel KIZONY, Uri FEINTUCH a Noomi KATZ. 2006. Virtual reality in neurorehabilitation. In: Michael SELZER, Stephanie CLARKE, Leonardo COHEN, Pamela DUNCAN and Fred GAGE. *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation* [online]. Cambridge: Cambridge University Press, 182-197 [cit. 2020-03-06]. DOI: 10.1017/CBO9780511545078.015. ISBN 9780511545078. Dostupné z: [https://www.cambridge.org/core/product/identifier/CBO9780511545078A028/type/book\\_part](https://www.cambridge.org/core/product/identifier/CBO9780511545078A028/type/book_part)
148. WHITALL, Jill, Sandy McCombe WALLER, Kenneth H. C. SILVER a Richard F. MACKO. 2000. Repetitive Bilateral Arm Training With Rhythmic Auditory Cueing Improves Motor Function in Chronic Hemiparetic Stroke. *Stroke* [online]. **31**(10), 2390-2395 [cit. 2020-02-22]. DOI: 10.1161/01.STR.31.10.2390. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.31.10.2390>
149. WHITTLE, M. W. 2007. *Gait Analysis An Introduction: 4th edition*. 4. UK: Elsevier. ISBN 100750688831.
150. WILLIAMS, Gavin, Ross A. CLARK, Jessica HANSSON a Kade PATERSON. 2014. Feasibility of Ballistic Strengthening Exercises in Neurologic Rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. **93**(9), 828-833 [cit. 2020-05-22]. DOI: 10.1097/PHM.000000000000139. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <https://scihub.tw/10.1097/PHM.000000000000139>
151. WILLIAMS, Gavin, Megan BANKY a John OLVER. 2015. Distribution of Lower Limb Spasticity Does Not Influence Mobility Outcome Following Traumatic Brain Injury. *Journal of Head Trauma Rehabilitation* [online]. **30**(5), E49-E57 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1097/HTR.000000000000094. ISSN 0885-9701. Dostupné z: <https://scihub.tw/10.1097/HTR.000000000000094>
152. WINSTEIN, Carolee J. 1991. Knowledge of Results and Motor Learning—Implications for Physical Therapy. *Physical Therapy* [online]. **71**(2), 140-149 [cit. 2020-02-25]. DOI: 10.1093/ptj/71.2.140. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2728789/Knowledge>
153. WINSTEIN, C., R. LEWTHWAITE, S. R. BLANTON, L. B. WOLF a L. WISHART. 2014. Infusing Motor Learning Research Into Neurorehabilitation Practice. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. **38**(3), 190-200 [cit. 2020-02-16]. DOI:

10.1097/NPT.0000000000000046. ISSN 1557-0576. Dostupné z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5348298/>

154. WIRZ, M., G. COLOMBO a V. DIETZ. 2001. Long term effects of locomotor training in spinal humans. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* [online]. 71(1), 93-96 [cit. 2020-05-04]. DOI: 10.1136/jnnp.71.1.93. ISSN 00223050. Dostupné z:  
<http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.71.1.93>
155. WU, Ch., C. A. TROMBLY, K. LIN a L. TICKLE-DEGNEN. 2000. A kinematic study of contextual effects on reaching performance in persons with and without stroke: Influences of object availability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2000, 81(1), 95-101 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1053/apmr.2000.0810095. ISSN 00039993. Dostupné z:  
<https://bit.ly/2uSTkgu>
156. WULF, Gabriele, Suzete CHIVIAKOWSKY a Rebecca LEWTHWAITE. 2012. Altering mindset can enhance motor learning in older adults. *Psychology and Aging* [online]. 27(1), 14-21 [cit. 2020-02-28]. DOI: 10.1037/a0025718. ISSN 1939-1498. Dostupné z:  
<http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/a0025718>
157. Zebris Medical GmbH. 2018. *Rehawalk – Ganganalyse und Gangtraining für die Rehabilitation* [online]. Německo: 2018. Dostupné také z: <https://bit.ly/2SX2OIQ>
158. ZEHR, E. Paul a Jacques DUYSSENS. 2004. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *The Neuroscientist* [online]. 10(4), 347-361 [cit. 2020-05-06]. DOI: 10.1177/1073858404264680. ISSN 1073-8584. Dostupné z:  
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1073858404264680>
159. ZEHR, E. Paul a Pamela M. LOADMAN. 2012. Persistence of locomotor-related interlimb reflex networks during walking after stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. 123(4), 796-807 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/j.clinph.2011.07.049. ISSN 13882457. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245711006109>
160. ZHAO, H., S. QIU, Z. WANG, N. YANG, J. LI a J. WANG. 2019. Applications of MEMS Gyroscope for Human Gait Analysis. *Gyroscopes - Principles and Applications* [online]. IntechOpen, 2019-7-5, s. 1-20 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.5772/intechopen.86837. ISBN 978-1-83880-390-2. Dostupné z: <https://bit.ly/2MJ1JZi>

## **Seznam použitých zkratek**

10 MWT – 10m test chůze (10 m walk test)

a. – arteria

DK – dolní končetina

FAC – Funcional Ambulation Categories

iCMP – ischemická cévní mozková příhoda

iEMG – integrovaný elektromyografický signál

l. dx. – lateris dextri

m. – musculus

mm. – musculi

m. BF – musculus biceps femoris

m. GM – musculus gastrocnemius medialis

m. RF – musculus rectus femoris

m. TA – musculus tibialis anterior

n. – nervus

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 3.2-1:</b> Chůze na pásu s dohledem terapeuta .....	37
<b>Obrázek 3.2-2:</b> Chůze na chodbě se supervizí terapeuta .....	37
<b>Obrázek 4.1-1:</b> Box graf znázorňující rozložení iEMG signálu z m. GM při chůzi na pásu zaznamenané u 1. měření .....	43
<b>Obrázek 4.1-2:</b> Box graf znázorňující rozložení iEMG signálu z m. BF při chůzi na chodbě zaznamenané u 2. měření .....	44
<b>Obrázek 4.1-4:</b> Sloupcový graf porovnávající svalovou aktivitu vybraných svalů paretické, resp. neparetické DK na pásu a chodbě při 1. měření .....	45
<b>Obrázek 4.1-4:</b> Sloupcový graf porovnávající svalovou aktivitu vybraných svalů paretické, resp. neparetické DK na pásu a chodbě při 2. měření .....	45
<b>Obrázek 4.1-5:</b> Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi paretické DK u 1. měření .....	47
<b>Obrázek 4.1-6:</b> Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi paretické DK u 2. měření .....	48
<b>Obrázek 4.1-7:</b> Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi neparetické DK u 1. měření .....	49
<b>Obrázek 4.1-8:</b> Boxové grafy znázorňující rozdíly úhlových rychlostí tibie a femuru při stojné a švihové fázi neparetické DK u 2. měření .....	50

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1:</b> Hodnoty popisné statistiky pro iEMG – chůze na pásu a na chodbě při 1. měření .....	39
<b>Tabulka 2:</b> Hodnoty popisné statistiky pro iEMG – chůze na pásu a na chodbě při 2. měření .....	40
<b>Tabulka 3:</b> Hodnoty popisné statistiky rozdílů úhlových rychlostí tibie a femuru – chůze na pásu a na chodbě při 1. měření .....	41
<b>Tabulka 4:</b> Hodnoty popisné statistiky rozdílů úhlových rychlostí tibie a femuru – chůze na pásu a na chodbě při 2. měření .....	42

## **Seznam příloh**

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas .....	94
--	----

# Přílohy

## Příloha 1 Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Hodnocení terapie chůze u pacientů po CMP

Období realizace: 2019 - 2020

Řešitelé projektu: Bc. Matylda Řiháková, Mgr. Marek Tomsa

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit aktivitu svalů pomocí elektromyografie na začátku a na konci rehabilitační terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. Výzkumný projekt zahrnuje: nalepení elektrod na očištěnou kůži, testování stoje s otevřenýma a zavřenýma očima na pásu Zebris, chůzi po chodbě a chůzi na pásu Zebris. Testování je dlouhé cca 30 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika zjistíte, zda jste se během rehabilitační péče zlepšil v chůzi; rizika: alergická reakce na lepicí pásku a rychlost pásu Zebris musí být přizpůsobena rychlosti probanda, aby nedošlo k pádu. 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 seznámila mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se 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 beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

---

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

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

---