

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Veronika Dobrá

**Efektivita terapie chůze na Lokomatu u pacientů po cévní
mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2022

Anotace

Typ práce: Diplomová práce

Název práce: Efektivita terapie chůze na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v anglickém jazyce: The efficacy of gait therapy using Lokomat in patients after stroke

Datum zadání: 21. 1. 2021

Datum odevzdání: 20. 5. 2022

Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Veronika Dobrá

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Jiří Stacho

Rozsah: 79 / 3 přílohy

Abstrakt v ČJ

Úvod: V rehabilitaci pacientů po iktu (CMP) v posledních letech stoupá význam robotických technologií. Jednou z nich je robotická ortéza Lokomat, která automatickým generováním lokomočních pohybů umožňuje získat vjem z normální chůze. Předpokládá se, že mnohočetným opakováním krokových cyklů se facilituje obnova lokomoce na podkladě existence centrálních generátorů pohybu.

Cíl: Cílem diplomové práce bylo porovnat efektivitu terapie chůze na Lokomatu a chodícím páse Zebris, které byly doplňkem k individuální rehabilitaci.

Metodika: 10 pacientů v subakutní fázi CMP bylo randomizovaně rozděleno do experimentální (LG) a kontrolní skupiny (ZG). LG absolvovala chůzi na Lokomatu, ZG na páse Zebris. Terapie probíhala každý všední den po dobu 2 týdnů. Bylo provedeno měření na začátku a na konci intervence. Baterie vyšetření obsahovala test chůze na 10 metrů, Timed Up&Go test, Functional Ambulation Category a vyšetření délky kroku, trvání dvouoporové fáze, rychlost a rozdíl v zatížení paretické a neparetické končetiny při klidném stoji pomocí analýzy chůze na páse Zebris.

Výsledky: U pacientů LG i ZG bylo pozorováno měřitelné zlepšení téměř všech pozorovaných parametrů. Největším přínosem terapie na Lokomatu byla větší samostatnost chůze na konci experimentu.

Závěr: Terapie chůze na Lokomatu nepřinesla lepší výsledky než terapie na chodícím pásu, nicméně může být tento přístup užitečným doplňkem běžné individuální rehabilitace.

Klíčová slova: Cevní mozková příhoda, terapie chůze, Lokomat, Zebris, centrální generátory pohybu

Abstrakt v AJ

Introduction: Recently, there has been an increasing tendency of using robotic devices in stroke rehabilitation. Lokomat, a robotic gait orthosis, is such a device. The robot generates locomotion movements and offers an experience of normal gait. Based on the existence of central pattern generators, it is presumed that by multiple repetitions of a gait cycle, locomotion recovery is facilitated.

Aim: The aim of this study was to compare the efficacy of Lokomat gait training to Zebris treadmill training, both as an additional intervention to an individual physical therapy.

Methods: Ten subacute stroke patients were enrolled in the experiment. These subjects were divided into an experimental (LG – Lokomat group) and a control group (ZG – Zebris group). Both groups received therapy five times a week for two weeks. Each patient was examined at the beginning and at the end of the intervention. Both examinations contained 10-meter walk test, Timed Up and Go, Functional Ambulation Category, and following parameters obtained from Zebris gait analysis: stride length, double support time, velocity, and load discrepancy between paretic and non-paretic side.

Results: There were measurable improvements in most of the parameters in both LG and ZG group. The greatest benefit of Lokomat was a more independent gait at the end of the experiment.

Conclusion: The Lokomat gait training did not bring better results than Zebris treadmill training. Nevertheless, this approach may be a useful additional intervention to conventional therapy.

Key words: Stroke, gait therapy, Lokomat, Zebris, central pattern generators

Prohlášení

Čestně prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Barbory Kolářové, Ph.D. a pro tento účel byly využity pouze ty zdroje, které jsou uvedeny referenčním seznamu.

V Olomouci dne 20. 5. 2022

Podpis:

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'Dol', is written over a faint circular stamp.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala mé vedoucí PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a připomínky při tvorbě této diplomové práce. Děkuji také paní Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za konzultaci statistického zpracování naměřených dat. Díky patří taktéž fyzioterapeutům lůžkové části Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci za ochotu a toleranci při vyšetřování zúčastněných pacientů. A v neposlední řadě bych také chtěla poděkovat mému příteli a rodině za podporu a pochopení při tvorbě této práce.

Obsah

Prohlášení	1
Poděkování	2
Úvod	3
1 Lidská chůze.....	5
1.1 Důležité aspekty a předpoklady fyziologické chůze.....	5
1.2 Klíčové etáže centrálního nervového systému pro řízení chůze.....	7
1.2.1 Míšň etáž - centrální generátory vzorců pohybu	8
1.2.2 Mozkový kmen.....	11
1.2.3 Mozeček.....	12
1.2.4 Bazální ganglia	12
1.2.5 Mozková kůra.....	13
2 Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	15
2.1 Stojná fáze hemiparetické chůze.....	15
2.2 Švihová fáze hemiparetické chůze.....	16
2.3 Specifika změny polohy těžiště těla během hemiparetické chůze	17
2.4 Časoprostorové a silové parametry hemiparetické chůze.....	18
3 Principy a možnosti terapie chůze.....	19
3.1 Terapeutické prvky využitelné v přístrojové terapii chůze.....	20
3.1.1 Rehabilitační technologie – chodící pásy	20
3.1.2 Rehabilitační technologie – Lokomat.....	21
3.1.3 Vedení paretické končetiny dle Bobath konceptu	22
3.1.4 Aktivace trupu prostřednictvím prvků propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF).....	22
3.1.5 Zpětná vazba a virtuální realita	23
3.1.6 Souhyb horních končetin	24
3.1.7 Představa pohybu.....	24
4 Cíle a hypotézy.....	26
4.1 Cíl diplomové práce.....	26
4.2 Hypotézy.....	26
5 Metodika výzkumu.....	27
5.1 Charakteristika výzkumné skupiny.....	27
5.2 Vyšetření.....	27
5.3 Technologie	29

5.4	Průběh terapie	29
5.5	Metody statistického hodnocení	29
6	Výsledky.....	31
7	Diskuse.....	35
7.1	Dosavadní evidence efektivity terapie chůze na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě	35
7.1.1	Povaha výzkumů efektivity terapie na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	36
7.1.2	Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu v porovnání s konvenční terapií	37
7.1.3	Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu v porovnání s terapií na chodících pásech.....	39
7.1.4	Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu jako doplňku konvenční terapie	39
7.1.5	Svalová aktivita dolních končetin při tréninku chůze na Lokomatu v obraze elektromyografie.....	40
7.1.6	Hlavní význam terapie chůze na Lokomatu	41
7.1.7	Limity roboticky asistované chůze	42
7.2	Diskuse výsledků diplomové práce	43
7.2.1	Vliv terapie chůze na Lokomatu na délku kroku.....	43
7.2.2	Vliv terapie chůze na Lokomatu na rychlost chůze.....	44
7.2.3	Vliv terapie chůze na Lokomatu na zkrácení dvouooporové fáze.....	45
7.2.4	Vliv terapie chůze na Lokomatu na symetrizaci zatížení končetin ve stoji.....	46
7.2.5	Vliv terapie chůze na Lokomatu na samostatnost chůze.....	47
7.3	Přínos pro praxi.....	47
7.4	Limity práce	48
	Závěr.....	50
	Referenční seznam.....	52
	Seznam zkratk.....	72
	Seznam obrázků.....	73
	Seznam tabulek.....	74
	Seznam příloh	75
	Přílohy	76

Úvod

Častým následkem cévní mozkové příhody (CMP) je porucha chůze, se kterou se potýká až 80 % pacientů. Snížená schopnost lokomoce výrazným způsobem narušuje samostatnost jedince v běžných denních činnostech a má dopad na kvalitu života. Terapie chůze je proto velice důležitou součástí celého rehabilitačního procesu.

V posledních letech vzrůstá význam rehabilitačních technologií. Jednou z nich je bilaterální robotická ortéza Lokomat firmy Hocoma. Toto zařízení automaticky generuje symetrické lokomoční pohyby dolních končetin a umožňuje tak pacientům prožít vjem z normální chůze. Terapeutický efekt je založen na principu motorického učení a existenci centrálních generátorů vzorců pohybu (CPG). CPG jsou specializovaná míšňí centra, která jsou schopna nezávisle na řízení z vyšších etáží centrálního nervového systému opakovaně a automaticky generovat základní chůzový vzor. Při chůzi na Lokomatu jsou tato centra stimulována prostřednictvím aferentace z periferie a předpokládá se, že mnohočetným opakováním krokového cyklu dochází k facilitaci obnovy lokomoce.

Lokomat byl původně vyvinut pro účely terapie spinálních pacientů. Později začal být využíván také u osob po CMP. Pro uspokojivou restituci motorických funkcí po CMP je v rámci terapie nutno zajistit dostatečný počet opakování pohybu, frekvenci a délku trvání terapeutických jednotek. V terapii chůze se doporučuje několik set opakování krokového cyklu v rámci jedné terapeutické jednotky. U jedinců s výrazným motorickým deficitem, kteří vyžadují velkou míru asistence, je toto však velmi těžko dosažitelné až nemožné. U tohoto typu pacientů představuje Lokomat metodu volby. Pomocí roboticky vedené chůze je možné poskytnout dostatečně intenzivní a účelově zaměřenou terapii i pacientům s těžkým motorickým deficitem.

Cílem výzkumu v rámci této diplomové práce bylo porovnat efektivitu terapie chůze na Lokomatu a na chodícím páse Zebris Rehawalk. Oba tyto přístupy byly přiřazeny jako doplňky k individuální rehabilitaci po CMP.

Pro tvorbu práce bylo použito celkem 160 zdrojů. Literatura byla vyhledávána v on-line databázích PubMed, Science Direct, Google Scholar a Cochrane Database of Systematic Reviews. K vyhledávání byla využita zejména následující klíčová slova: cévní mozková příhoda, Lokomat, terapie chůze, hemiparetická chůze, centrální generátory vzorců pohybu (CPG) respektive jejich anglické ekvivalenty: stroke, Lokomat, gait therapy, hemiparetic gait, central pattern generators (CPG).

Jako vstupní literatura sloužily následující studie a přehledové články:

BRUNI, M., F., MELEGARI, C., DE COLA, M. C., BRAMANTI, A., BRAMANTI, P., CALABRÒ, R. S. 2018. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience* [on-line]. 48, 11 – 17 [cit. 2021-12-27]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.10.048>.

LI, S., FRANCISCO, G. E., ZHOU, P. 2018. Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. *Frontiers in Physiology* [on-line]. 9 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z doi: 10.3389/fphys.2018.01021.

MEHRHOLZ, J., THOMAS, S., WERNER, C., KUGLER, J., POHL, M., ELSNER, B. 2017. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [on-line]. (5) [cit. 2020-12-28]. Dostupné z doi: 10.1002/14651858.CD006185.pub4.

MINASSIAN, K., HOFSTOETTER, U. S., DZELADINI, F., GUERTIN, P. A., IJSPEER, A. 2017. The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking? *The Neuroscientist* [on-line]. 1 – 15 [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1073858417699790>.

RIENER, R., LÜNENBURGER, L., MAIER, I. C., COLOMBO, G., DIETZ, V. 2010. Locomotor Training in Subjects with Sensori-Motor Deficits: An Overview of the Robotic Gait Orthosis Lokomat. *Journal of Healthcare Engineering* [on-line]. 1 (2), 197 – 216 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1260/2040-2295.1.2.197>.

1 Lidská chůze

Přirozeným typem lokomoce pro je pro člověka vzpřímená chůze po dvou končetinách. Fyziologická lidská chůze by se dala charakterizovat jako střídání váhonosných končetin, čímž dochází k pohybu jedince kupředu (Li, Francisco a Zhou, 2018). Jedná se o vysoce zautomatizovanou činnost, ačkoli je pro její provedení potřebná participace několika etází centrálního nervového systému (CNS) a klade také značné nároky na muskuloskeletální systém (Ivanenko, Dominici a Lacquaniti, 2007, s. 68).

U mnoha zvířecích druhů se chůze objevuje velice brzy, často už hodiny po narození. Naopak u člověka, v důsledku velice komplexní a dlouhé maturace CNS, složitého řízení bipedálního typu lokomoce a náročnosti posturální kontroly vzpřímeného stoje, začíná chůze mnohem později (Ivanenko, Dominici a Lacquaniti, 2007, s. 67). V motorickém vývoji v nezralé formě fyziologicky začíná okolo dvanáctého měsíce věku jedince (Sutherland, 1997, s. 162) a dospělou podobu nabývá až okolo sedmého roku života (Wollacott a Jensen, 1996 in Brill a Brenière, 1998, s. 255).

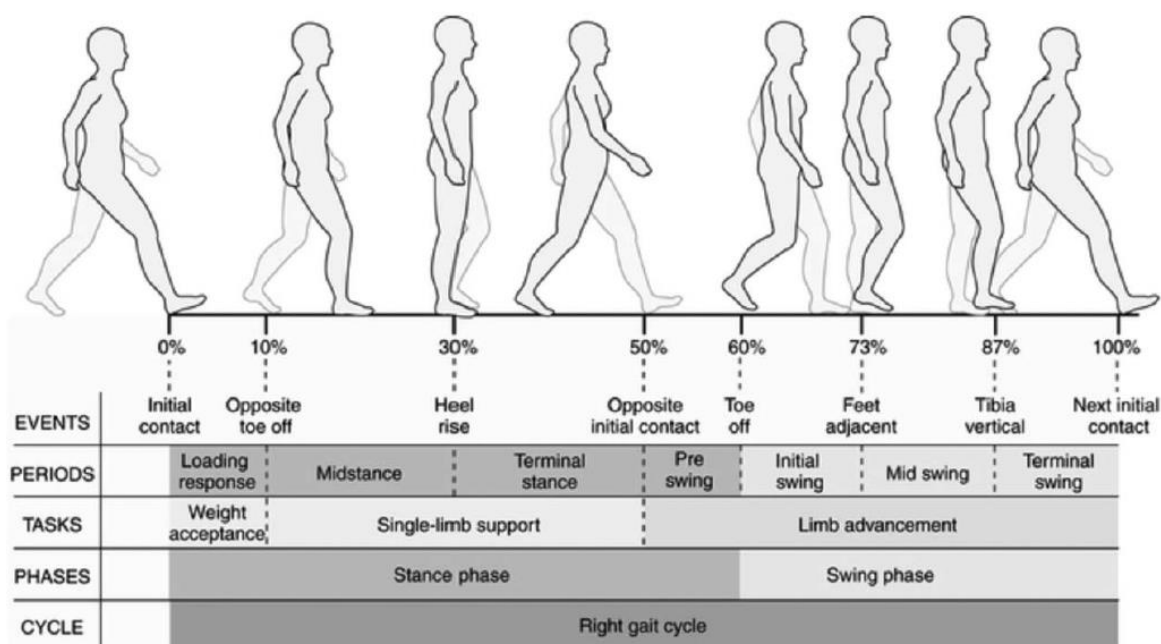
1.1 Důležité aspekty a předpoklady fyziologické chůze

Úspěšná lokomoce je charakterizována třemi základními požadavky, kterými jsou progres, posturální kontrola a adaptabilita. Progres je zajištěna koordinovanou rytmickou aktivací svalů končetin a trupu, čímž dochází k pohybu jedince požadovaným směrem. Progres rovněž zahrnuje schopnost lokomoci iniciovat a ukončit. Aspekt posturální kontroly reflektuje nutnost dosažení a udržení adekvátní postury pro lokomoci a pro udržení dynamické stability pohybujícího se těla. Tato dynamická stabilita neznamená pouze vyrovnávání se s gravitací, ale také s případným neočekávaným působením zevních sil. Třetí požadavek, tedy adaptabilita chůze, souvisí se schopností reagovat na faktory prostředí a následně na jejich základě vhodně upravit lokomoční vzor. Může se jednat například o překonávání překážek, vyrovnání se s náročným terénem, ale také dle potřeby změnit směr či rychlost pohybu (Patla, 1997 in Shumway-Cook a Woollacott, s. 316).

Pro fyziologickou chůzi je stěžejní aktivace svalů dolních končetin, trupu a také horních končetin v takovém časoprostorovém sousledu, aby byla zajištěna vhodná pozice v kloubech pro oporu a převzetí hmotnosti těla v jednotlivých fázích krokového cyklu, a to vše s ohledem na náročnost terénu (Nielsen, 2003, s. 195). Selektivní kontrola svalů je proto esenciální pro normální sekvenci pohybů v průběhu chůze, aby bylo dosaženo adekvátního načasování

a intenzity aktivace pro provedení jednotlivých úseků stojné a švihové fáze (Perry a Burnfield, 2010, s. 77).

Pro správnou podobu krokového cyklu musí být splněny tři důležité parametry. Prvním z nich je schopnost jedné dolní končetiny převzít hmotnost těla, což je esenciální pro zajištění stojné fáze. Jedná se o nejnáročnější požadavek, protože zahrnuje tři další aspekty, kterými jsou absorpce rázových sil, iniciální stabilita končetiny a zároveň také zachování progresu. Náročný je zejména náhlý přesun hmotnosti nad končetinu, která právě dokončila švihový pohyb vpřed a má nestabilní nastavení segmentů. Druhým parametrem je schopnost opory na jedné dolní končetině, která má za úkol udržet celou hmotnost trupu, zatímco na druhé probíhá švihová fáze. A třetím parametrem je schopnost fázičké hybnosti končetiny, což je nezbytné pro švihovou fázi (Perry a Burnfield, s. 27 – 34). Všechny tyto aspekty jsou schématicky znázorněny na obrázku 1.



Obrázek 1 Fyziologický krokový cyklus (Haddas a Kevin. 2018, s. 26)

Dalším důležitým aspektem chůze je tzv. foot clearance, tedy vzdálenost chodidla od podložky při švihové fázi. Jedná se o velice důležitý parametr, který je předpokladem pro bezpečnost chůze (Perry a Burnfield, 2010, s. 295). Za normálních okolností je tato vzdálenost přibližně 1 – 2 cm od povrchu s variabilitou do 4 mm mezi jednotlivými kroky (Winter, 1992, s. 47). Je-li foot clearance nedostatečná, dojde k zakopnutí (Perry a Burnfield, 2010, s. 295). Tento mechanismus je výsledkem vysoce precizně koordinované aktivity svalů

dolních končetin a nepřímo také svalů trupu a horních končetin (Bernstein, 1967 in Li, Francisco a Zhou, 2018). Kritickým svalem pro dosažení adekvátní foot clearance je však zejména musculus tibialis anterior (Tan et al., 2020, s. 5).

Dolní končetiny při chůzi opisují trajektorii podobnou pohybu kyvadla. Tento kyvadlovitý mechanismus vznikl pravděpodobně jako důsledek gravitačního působení a umožňuje využít setrvačné energie a energie uložené v pasivních elementech pohybového systému (Ivanenko, Dominici a Lacquaniti, 2007, s. 67 – 68.)

Horní končetiny při chůzi provádějí reciproční kyvadlový pohyb z flexe do extenze. Tento souhyb není přítomen od počátku chůze, ale objevuje se teprve ve věku 4 – 5 let (Theologis, 2010, s. 69). Pohyb paže do extenze je přitom aktivní, kdežto do flexe se končetina pohybuje zcela pasivně (Ballesteros, Buchthal a Rosenfalck, 1965, s. 301 – 302). K aktivní extenzi dochází ve chvíli, kdy se ipsilaterální dolní končetina pohybuje švihem vpřed (Perry a Burnfield, 2010, s. 204). Souhyb horních končetin je pravděpodobně rudiment kvadrupedální lokomoce (Dietz, 2011, s. 1407; Meyns, Bruijn a Duysens, 2013, s. 556). Pohyb paží je pro bipedální lokomoci výhodný, ačkoli není pro její provádění nezbytný. Hlavní význam tohoto mechanismu spočívá v neutralizaci rotačních sil, které vznikají pohybem dolních končetin a přispívá tak k dynamické stabilitě (Perry a Burnfield, 2010, s. 204). Na rozdíl od chůze bez souhybu paží snižuje také energetickou náročnost díky vyrušení momentů síly vznikajících pohybem dolních končetin. Kromě toho zvyšuje pravděpodobně efektivitu pohybu z hlediska řízení nervovým systémem díky využití zbylého potenciálu kvadrupedální lokomoce, která je v lidském nervovém systému stále silně zakořeněna (Meyns, Bruijn a Duysens, 2013, s. 557).

Normální rychlost chůze se pohybuje okolo $1,36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tedy zhruba $4,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Tato rychlost je také, z pohledu energetických nároků, pro člověka nejvýhodnější (Perry a Burnfield, 2010, s. 23; Ivanenko, Dominici a Lacquaniti, 2007, s. 69).

1.2 Klíčové etáže centrálního nervového systému pro řízení chůze

Ačkoli se chůze zdá být prostá a zcela samozřejmá, je zajištěna velice složitým komplexem neurálních dějů (Sutherland, 1997, str. 163). Bipedální lokomoce je komplexní motorický projev sestávající z množství dílčích procesů, které musí být kontinuálně adekvátně regulovány a přizpůsobovány měnícím se nárokům. Jedním procesem je generování a absorpce energie svaly, zároveň je však jejich úkolem také zprostředkovaně kontrolovat rovnováhu a udržení vertikální polohy těla (Winter, 2009, s. 295).

Z toho také vyplývá zmíněná nesmírná složitost neurálních mechanismů řízení chůze. Jsou do nich zapojeny rozsáhlé nervové struktury a dráhy – spinální mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, limbický systém a také mozková kůra. Na regulaci svalových synergií zabezpečujících lokomoční a rovnovážné aspekty chůze se ale podílí zejména spinální mícha a mozkový kmen, jejichž funkci je nadřazen mozeček (Li, Francisco a Zhou, 2018).

1.2.1 Míšní etáž - centrální generátory vzorců pohybu

Generace repetitivních lokomočních pohybů se vysvětluje na základě existence takzvaných centrálních generátorů vzorců pohybu (CPG – z anglického central pattern generators) uložených v míše (Grillner, 1985).

Chůze je organizována s ohledem na co nejmenší spotřebu energie a náročnost na řízení z CNS. Na základě studií lidské lokomoce se předpokládá, že je tento proces řízen do jisté míry automaticky. Jedním z prvků automaticnosti chůze jsou CPG (Ogihara a Yamazaki, 2001. s. 2).

CPG jsou speciální centra míchy tvořená sítí neuronů, které mají schopnost samostatně, automaticky a opakovaně generovat rytmicky se opakující aktivity jako je dýchání, žvýkání, pohyby trávicího traktu (Ijspeert, 2008, s. 642) a také střídavou aktivitu flexorů a extenzorů končetin při chůzi (Ogihara a Yamazaki, 2001. s. 1).

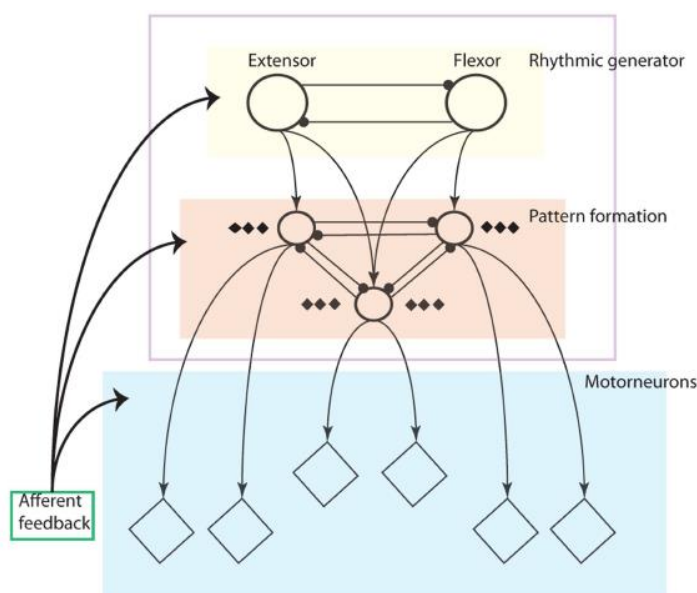
V rámci motorického vývoje je funkce CPG v omezeném rozsahu přítomna již při narození, zdokonaluje se v druhé polovině prvního roku života a s dozráváním centrálního nervového systému je jejich funkce postupně více podřizována řízení z vyšších etáží. Než dítě vykoná první kroky, které jsou generovány na podkladě CPG, je také nutné, aby jeho vizuální, vestibulární a somatosenzorický systém byly dostatečně vyztřelé a funkční a aby mělo motivaci k pohybu vpřed. Zároveň je zapotřebí, aby jedinec disponoval dostatečnou svalovou silou, aby byl schopen odolávat gravitačnímu působení a přesunout hmotnost svého těla (Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 353).

Okruhy CPG sestávají z několika typů interneuronů, jejichž většina patří do čtyř hlavních podtříd ventrální interneuronové skupiny (Goulding, 2009). CPG pro dolní končetiny se dají dle jejich funkce rozdělit na okruh generující rytmus a na okruh generující pohybový vzor (Kiehn, 2016). Neurony generující rytmus (tzv. „oscilátory“) jsou tvořeny excitačními interneurony s ipsilaterálními projekcemi. Řídí okruhy CPG a udávají tempo (Hägglund et al., 2013, s. 11593). Za nimi jsou v sérii zapojena další jádra, která řídí ipsilaterální motoneurony, nebo mají projekce ke komisurálním interneuronům, jejichž axony překračují střední čáru (Kiehn 2016). Okruhy generující pohybový vzor distribuují rytmické impulzy k různým skupinám

motoneuronů, tzv. motoneuronovým „poolům“, inervujícím jeden konkrétní sval. Pro tvorbu vzoru existují dva okruhy. Jeden z nich má na starost střídání flexe a extenze v rámci jedné končetiny. Druhý okruh řídí alternaci aktivity pravé a levé končetiny v rámci mezikončetinové koordinace (Zhang et al., 2014). Zjednodušené schéma funkce CPG je vyobrazeno na obrázku 2 (s. 9).

Dříve se předpokládalo, že pro rytmický motorický výstup CPG je zcela zásadní reciproční inhibice mezi motoneurony antagonistických svalových skupin flexorů a extenzorů. Dle aktuálních poznatků jsou však excitační neurony samotné schopny generovat rytmickou aktivitu a izolovaně spouštět generátory řídící konkrétní flexorové či extenzorové motoneuronové pooly (Hägglund et al., 2013, s. 11589).

Krokové pohyby na základě CPG vznikají bez vlivu vyšších etáží centrálního nervového systému, aferentace a zpětné vazby. Z toho vyplývá, že jejich povaha není reflexní a propriocepce je považována pouze za regulační vliv, nikoli za vnitřní součást tohoto neurálního mechanismu (Marder a Bucher, 2001, R987; Grillner a Zangger, 1984, s. 402 – 403). Krokové pohyby generované z těchto míšních center se někdy nazývají jako fiktivní lokomoce (Minnasian et al., 2017). Předpokládá se, že aktivita CPG je také zodpovědná za souhyb horních končetin. Nezávislé funkce CPG lze však dosáhnout pouze za laboratorních podmínek, za normálních okolností jsou u intaktního jedince vždy pod vlivem vyšších neurálních regulačních center (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 170).



Obrázek 2 Schéma funkce CPG (Li, Lowe a Ziemke, 2013)

CPG přispívají k aktivaci chůzového vzoru v určité fázi krokového cyklu a zjednodušují tak supraspinální kontrolu. Fungují jako komponenta dopředné vazby k dosažení požadované rychlosti a jsou také prvkem odolnosti proti nedílnému sensorickému šumu z periferie (Minnasian et al., 2017). Samostatně však nejsou CPG schopny generovat dostatečně kvalitní lokomoci. Při deaferentaci výsledný chůzový mechanismus sice obsahuje veškeré základní aspekty normálního lokomočního vzoru, ale je příliš primitivní a takto pohybující se jedinec by například nebyl schopen adekvátně reagovat na případné změny terénu (Rossignol et al. 2000, s. 71; McClellan a Jang, 1993, s. 2442). Pro fyziologickou chůzi je proto zřejmě stejně esenciální jak alterující aktivita flexorových a extenzorových skupin generovaná prostřednictvím CPG, tak propioceptivní aferentace, které musí být nižšími etážemi CNS koordinovány společně (Ogihara a Yamazaki, 2001, s. 1), aby byla zachována souhra mezi CPG a pohyby těla (Ijspeert, 2008, s. 643). Navíc bylo experimentálně dokázáno, že u relativně co do velikosti vyšších organismů je chůzový mechanismus mnohem více závislý na sensorickém vstupu než na aktivitě CPG (Hiebert et al., 1996, s. 1136).

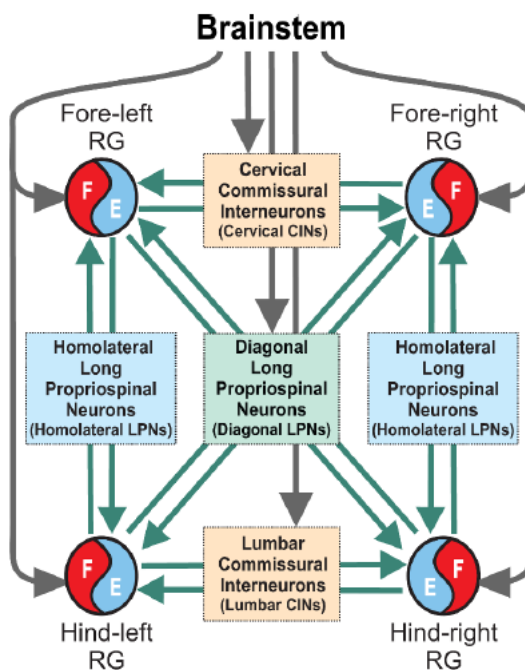
Na podkladě provázanosti CPG a aferentních informací je možné vyvolat generaci krokových pohybů stimulací z periferie (Ogihara a Yamazaki, 2001, s. 10). Vhodným stimulem jsou oscilační pohyby vznikající v kloubech při pohybu. U zvířat je to například pohyb ocasu (Grillner, Wallén, a di Prisco, 1990 in Ijspeert, 2008, s. 643), ale také oscilační pohyb chodícího pásu dokázal u decerebrované kočky vyvolat normálně vypadající lokomoční pohyby (Rossignol et al., 2000, s. 65). U člověka byla pozorována tvorba mimovolních pohybů podobných chůzi u pacientů s míšní lézí v krční či hrudní oblasti. Tato aktivita se objevovala pouze v případě, že se kyčelní kloub nacházel v extenzi (Calancie, 2006, s. 415 – 416). Toto koresponduje s experimenty na animálních modelech, kde se ukázalo, že propioceptivní informace ze svalů okolo kyčlí modulují aktivitu CPG (Anderson a Grillner, 1983, s. 236). V rámci studie lidských pacientů s míšní lézí byla zjištěna souvislost mimovolních lokomočních pohybů s různými patologickými stavy kyčelního kloubu či měkkých tkání okolo něj, v rámci pánve či stehna, které byly zdrojem nociceptivní stimulace do míchy. Nocicepce byla zřejmě příčinou zvýšené excitability míšních center ve chvíli, kdy docházelo k tvorbě chůzi podobných pohybů. Po залéčení patologií totiž mimovolní pohyby vymizely (Calancie, 2006, s. 415 – 416). Dalším poznatkem je, že při podávání baclofenu či agonistů pro GABA_B receptory pro útlum mono- i polysynaptických reflexů jsou tyto mimovolní lokomoční pohyby stále přítomny. Autoři studie proto jejich původ připisují aktivitě CPG, jejichž podstata není reflexní a z toho důvodu by na jejich funkci tato farmaka neměla mít vliv (Nadeau et al., 2010, s. 378 - 382).

Je však velmi důležité neopomenout, že existence CPG byla experimentálně prokázána jen na animálních modelech. Jejich přítomnost u lidí je předpokládána pouze na základě pozorování a nepřímých důkazů (Minassian et al., 2017).

1.2.2 Mozkový kmen

Ačkoli je řízení rytmu a mezikončetinové koordinace realizováno na míšní etáži, jsou řízeny také vyššími centry na úrovni mezencephala a pontomedullární oblasti retikulární formace, se kterými jsou spinální centra funkčně propojena (Ausborn et al., 2019). Tyto mezencephalické populace neuronů reagují na informace z vyšších struktur CNS, na jejichž základě poté vysílají signály pro zrychlení nebo zpomalení chůze, případně k jejímu zastavení (Gatto a Goulding, 2018, s. R257). Jsou nazývány také jako generátory rytmu (RG), přičemž pro každou končetinu existuje jeden generátor (Danner et al., 2017, s. 6961) (viz obrázek 3, s. 11). Neurony jader mezencephalické lokomoční oblasti vysílají projekce do retikulární formace, odkud pak signály k míšním lokomočním okruhům řídící končetiny přicházejí cestou tractus reticulospinalis (Brownstone a Chopek, 2018).

Ačkoli lze u člověka představujícího si chůzi detekovat aktivitu těchto struktur, jsou jasné důkazy tohoto neurálního mechanismu experimentálně získány pouze na animálních modelech. Jejich existence u člověka tak zatím není zcela jasná (Ryczko a Dubus, 2017).



Obrázek 3 Schéma funkce rytmických generátorů (Danner et al. 2017)

1.2.3 Mozeček

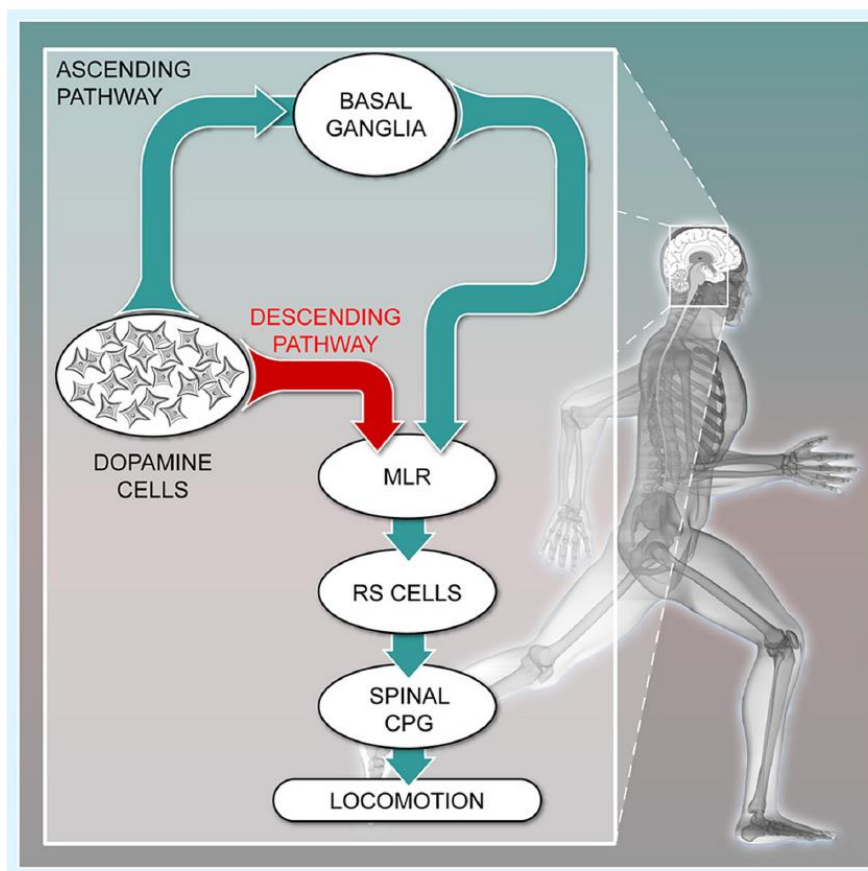
Mozeček integruje aferentní informace ze somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního systému (Takakusaki et al. 2008 in Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 328). Jeho funkcí je na základě sensorického vstupu predikovat výsledek pohybového chování a jeho sensorických konsekvencí. Výsledný motorický výstup je proto mozečkem silně ovlivněn (Shadmehr, Smith a Krakauer, 2010. s. 94 – 96). Predikce sensorických konsekvencí souvisí s anticipací příslušných svalových skupin a s nastavením jednotlivých tělesných segmentů tak, aby byl jedinec schopen vyrovnat se s nadcházející situací (Blakemore, Frith a Wolpert, 2001 in Statton et al., s. 111), či s vlastnostmi terénu (Morton a Bastian, 2006, s. 9108). Cerebellum tedy hraje významnou roli v procesu motorické adaptace na náhle změněné zevní podmínky (Statton et al., 2018, s. 120).

Při chůzi mozeček upravuje parametry chůze v závislosti na faktorech prostředí. Například při překračování překážky je potřeba větší elevace končetiny (větší flexe v kyčli). Mozeček toto vyhodnotí na základě vizuální informace a následně jsou facilitovány příslušné descendetní dráhy, které adjustují chůzový vzor tak, aby mohla být překážka překonána (Keele a Ivry, 1990 in Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 328). Dalším příkladem může být přizpůsobení rychlosti a délky kroku při chůzi na páse. Pacienti se střední až těžkou lézí mozečku mají s adaptací na pohybující se pás problém. Problematická je pro ně především adaptace na rychlost, protože délka kroku je oproti tomuto aspektu chůze mnohem lépe vědomě ovlivnitelná. Záleží ovšem také na lokalizaci léze. Jedinci s poškozením v oblasti vermis se hůře adaptují na časové parametry chůze, jako je rychlost, kdežto pacienti s poruchou mozečkových hemisfér mají problémy se prostorovými parametry, tedy s přizpůsobením délky kroku (Statton et al., 2018, s. 120).

1.2.4 Bazální ganglia

Bazální ganglia jsou sktrukturou, která je funkčně nadřazená mezencephalické lokomoční oblasti. Ke generátorům rytmu vysílají excitační projekce, kterými jsou mimo jiné vedeny impulsy k iniciaci lokomoce (Shik, Severin a Orlovski, 1996 in Ryczko a Dubuc, 2017; Grillner a Robertson, 2016, s. R1090) (viz obrázek 4, s. 13). V klidu jsou mezencephalická centra pod takzvanou tonickou inhibicí. Bazální ganglia mohou determinovat, zda dojde k motorické aktivitě, nebo bude nadále přetrvávat inhibice (Grillner a Robertson, 2016, s. R1091). Porucha

funkčního vztahu těchto struktur je zřejmá u pacientů s morbus Parkinson, kteří mívají s iniciací chůze značné potíže (Ryczko a Dubuc, 2017).



Obrázek 4 Vliv bazálních ganglií na lokomoci (Ryczko a Dubuc, 2017) Legenda: MLR (mezencephalická lokomoční oblast), RS cells (buňky reticulospinálního traktu), spinal CPG (míšní centrální generátory pohybu)

1.2.5 Mozková kůra

Ohledně aktivity senzomotorické mozkové kůry v průběhu chůze neexistují stále jednoznačné důkazy. Několik studií, které využívaly různé vyšetřovací technologie, získalo protichůdné výsledky (Koenraadt et al., 2013, s. 415 – 416). Jako nejpravděpodobnější se jeví informace experimentálně prokázána na animálních modelech, že při normální chůzi, která nevyžaduje vědomou kontrolu, je motorické řízení soustředěno spíše do nižších etáží CNS a primární motorická oblast není esenciální (Liddell a Phillips, 1944 in Koenraadt et al., 2013, s. 415). Její význam, a zejména v oblasti primárního motorického a prefrontálního kortexu, však velmi významně vzrůstá při nutnosti chůzi modifikovat (Koenraadt et al., 2013, s. 419; Beloozerova a Sirota, 1993, s. 1 – 2), např. při překonávání překážek nebo při chůzi v náročném terénu (Drew

et al., 1996, s. 428 – 429). Cortex primárně přispívá při exekuci modifikací chůze než v jejich plánování (Drew et al., 2008, s. 209). Navíc jsou neurony pyramidové dráhy většinou aktivní, když je lokomoce adaptována na zevní prostředí na základě informací získaných zrakem (Drew et al., 1996, s. 439; Beloozerova a Sirota, 1993, s. 1 – 2). Zajímavé je, že při precizní kontrole dolní končetiny jsou využívány podobné neurální dráhy, jako při uchopování. Je to vysvětlováno tím, že kortikospinální mechanismus pro kontrolu úchopu akrem horní končetiny se pravděpodobně vyvinul z mechanismu, který býval při kvadrupedální lokomoci využíván k modifikaci chůzového mechanismu (Georgopoulos a Grillner, 1989, s. 1210; Yakovenko a Drew, 2015, s. 14480).

2 Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Poruchy chůze se objevují u 80 % pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) (Duncan 2005 in Li, Francisco a Zhou, 2018) a nezanedbatelný zlomek z nich samostatnou chůzi nezvládá (Comb et al., 2012 in Polese et al., 2013, s. 73). Tato disabilita může pro takto postižené osoby znamenat výrazné omezení v aktivitách denního života a narušuje jejich samostatnost (Robinson et al., 2010). Pacienti se snaží udržet si schopnost lokomoce i přes často velmi těžký motorický deficit. Jejich chůze je ve výsledku velmi energeticky náročná, neefektivní a vyznačuje se také přítomností viditelných substitučních mechanismů (Perry, 1992, s. XV), které mohou být pro jedince výrazným sociálním stigmatem (Robinson et al., 2010).

Motorickým důsledkem CMP je nejčastěji spasticita a paréza centrálního typu (Li, 2017). Spasticita se projevuje jako hyperreaktivita na protažení, ztrátou selektivní hybnosti, porušením posturálního nastavení končetin a trupu. U těchto pacientů může být alterována též propriocepce a povrchové čítí (Perry, 1992, s. 179). Následkem iktu je též snížení svalové síly, které se výrazně promítá do provádění motorických úkonů včetně chůze (Nadeau et al., 1999 in Kim a Eng, 2003, s. 50). Svalová slabost je pravděpodobně způsobena úbytkem motorických jednotek, narušeným supraspinálním nábojem zbylých jednotek a sníženým prahem jejich pálení spolu s postupnou atrofií z inaktivity (Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 383).

Výsledný klinický obraz chůze po CMP se odvíjí od lokalizace ischemie a vykazuje velkou interindividuální variabilitu. Níže popsané projevy se proto nemusí u každého pacienta projevit všechny najednou (Mulroy et al., 2003, s. 114).

2.1 Stojná fáze hemiparetické chůze

Z hlediska kvality a schopnosti lokomoce obecně je stojná fáze zcela klíčová. Není-li dolní končetina schopna poskytnout dostatečnou oporu, není možná adekvátní progresse chůze kupředu (Perry a Burnfield, 2010, s. 31 – 32). Po CMP lze očekávat nejen motorický, ale také sensorický deficit dolní končetiny, od kterého se taktéž odvíjí klinický obraz motorického projevu pacienta (Krobot et al., 2017, s. 522).

Následkem iktu bývá stojná fáze na paretické straně patologicky zkrácená (von Schroeder et al., 1995, s. 29). Kratší trvání je pravděpodobně dáno neschopností pacienta přesunout těžiště (anglicky centre of mass – COM) nad paretickou končetinu, což může být způsobeno jejím oslabením (Chen et al., 2005, s. 55), či poruchou balančních schopností (Patterson et al., 2008, s. 309). Při chůzi pak dochází k asymetrii zatížení mezi pravou a levou dolní končetinou

(Weerdesteyn et al., 2008, s. 1202). Klinicky se zkrácení stojné fáze projevuje jako urychlený přesun hmotnosti, nebo až jako dopadání na nepostiženou dolní končetinu (Chen et al., 2005, s. 55). Pacienti mají také tendenci prodlužovat fázi dvojí opory (Brandstater et al., 1983, s. 584)

Dalším problémem, který se ve stojné fázi může vyskytovat, je neschopnost kontrolovat kolenní kloub v důsledku parézy musculus quadriceps femoris. Primární kompenzací bývá v tomto případě rekurvace, přičemž pomocí flekčního držení trupu, jeho pohybem směrem kupředu nebo aktivitou extenzorů kyčle pacient docílí extenčního momentu v koleni. Může však docházet také k podlamování, které jedince ohrožuje pádem (Mulroy et al., 2003, s. 123).

2.2 Švihová fáze hemiparetické chůze

Švihová fáze paretické končetiny trvá déle než na nepostižené straně (von Schroeder et al., 1995, s. 29), což je pravděpodobně důsledek nepřiměřeného svalového tonu nohy způsobeného spasticitou postižené dolní končetiny (Nadeau et al., 1999 in Wang et al., 2020, s. 74), či nemožností vyvinout dostatečně velkou sílu pro pohyb končetiny vpřed (Wall a Turnbull, 1986 in v Patterson et al., 2008, s. 309).

Předpokladem úspěšné a bezpečné chůze je foot clearance, která u pacientů po CMP bývá nedostatečná (Weerdesteyn et al., 2008, s. 1199). Častým problémem během švihové fáze je sunutí paretické nohy po její laterální straně (Kolář a Valouchová, 2012, s. 50), nebo tažení palce po podložce, tzv. toe drag (Balaban a Tok, 2014). Tyto fenomény mohou být dány nemožností flexe v kolenním kloubu v důsledku jeho extenční spasticity (Hutin et al., 2010, s. 442), či spasticitou plantárních flexorů (Balaban a Tok, 2014). Jiným důvodem může být přetrvávání patologické rekurvace kolene ze stojné až do předšvihové fáze, což znemožňuje volné provedení švihů končetiny vpřed (Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 385). Další příčinou může být také nedostatečná síla plantárních flexorů při odrazu nohy. Bylo zjištěno, že aktivita těchto svalů při odrazu hraje významnou roli pro rychlost flexe v kolenním kloubu v následující předšvihové fázi (Goldberg et al., 2004, s. 1194) a že je tento mechanismus jedním z důležitých předpokladů pro adekvátní foot clearance (Weerdesteyn et al., 2018, s. 1202).

Na nedostatečné foot clearance se podílí také takzvaný foot drop, neboli přepadávající špička. Tento jev je u pacientů po CMP poměrně častý. Je způsoben úplnou či částečnou ztrátou schopnosti dorsální flexe nohy (Chen et al., 2003, s. 930), což je dáno například nemožností aktivovat musculus tibialis anterior. Kromě parézy tohoto svalu může být neschopnost jeho aktivace dána také spasticitou musculus gluteus maximus, který svou kontrakcí působí proti akci tibialu anterior, což vyústí ve foot drop (Tan et al., 2020, s. 5). Foot drop může být

způsoben také spasticitou plantárních flexorů, nebo patologickou svalovou koaktivací (Lamontage et al., 2002, s. 250).

Pro dosažení dostatečné foot clearance provádějí pacienti švihovou fází patologickými substitučními mechanismy, kterými se snaží kompenzovat neadekvátní flexi v kyčelnímu a kolennímu kloubu (Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 386). Jedním z častých mechanismů je cirkumdukce (Kolář a Valouchová, 2012, s. 50), kdy dochází k rotaci pánve vpřed a k abdukci postižené končetiny. Dalšími strategiemi může být náklon trupu na kontralaterální stranu, našlapování na přednoží stojné končetiny či poskočení na zdravé končetině. Možným mechanismem je také retroverze pánve a následná aktivace abdominálních svalů, čímž dojde k elevaci končetiny (Shumway-Cook a Wollacott, 2011, s. 386). Při nedostatečnosti těchto kompenzačních mechanismů dochází ve švihové fázi k tažení nohy po podložce (Balaban a Tok, 2014).

2.3 Specifika změny polohy těžiště těla během hemiparetické chůze

Pacienti po CMP mívají potíže s přenosem COM na paretickou stranu. COM je proto stále blíže ke straně nepostižené dolní končetiny, z čehož vyplývá, že je paretická končetina méně zatížena (Weerdesteyn et al., 2008, s. 1202). Tato porucha se projevuje jak při stoji, tak při chůzi, kdy tělo „padá“ zpátky na zdravou stranu (Chen et al., 2005, s. 55) (viz kapitola 2.1).

Neschopnost přenést COM nad paretickou končetinu v průběhu lokomoce lze dobře popsat pomocí takzvaného Pedottiho, nebo-li butterfly diagramu. Tento diagram reflektuje změny polohy centra tlaku (centre of pressure – COP) pod ploškou nohy, které je závislé na trajektorii COM. Můžeme jej získat vyšetřením na pohyblivém chodníku se zabudovanou piezoelektrickou či tenzometrickou plošinou (Kolářová, Jiráčková a Stacho, 2019, s. 38; Richards, Healy a Chockalingam, 2018, s. 46). Z butterfly diagramu vyčteme patologický vzorec změn pohybu COP pouhým okem (Richards, Healy a Chockalingam, 2018, s. 46). U zdravého jedince je diagram symetrický bez zřetelných výchylek trajektorie COP, zatímco u pacienta s CMP je motýlovitý tvar asymetrický, trajektorie COP je variabilní a rozbíhavá (Kolářová, Jiráčková a Stacho, 2019, s. 52 – 54).

2.4 Časoprostorové a silové parametry hemiparetické chůze

Dalším následkem iktu je nesymetrická délka kroku ve smyslu zkrácení kroku zdravou dolní končetinou. Tato skutečnost je způsobena zkrácením stejné fáze na paretické končetině a tudíž nedostatek času udělat zdravou končetinou delší krok (Patterson et al., 2008, s. 309). Typická je také snížená kadence a délka kroku (Brandstater et al., 1984, s. 584) či chůze o široké bázi v důsledku poruchy rovnováhy (Chen et al., 2005, s. 55).

V porovnání se zdravými subjekty je lokomoce pacientů po CMP také pomalejší (Schroeder et al., 1995, s. 29). Rychlost je spolu se symetrií kroku významným ukazatelem korespondující s motorickou úpravou, zlepšením funkčního stavu (Perry et al., 1995 in Lauzière et al., 2014) a soběstačnosti jedince (Krobot a Hereitová, 2020, s. 523). V rámci postupné motorické obnovy reflektuje rychlost chůze také vzrůstající svalovou sílu a rostoucí momenty sil v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu (Hsu, Tang a Jan, 2003, s. 1188).

Uvádí se, že základem bezpečné chůze je schopnost jít rychlostí alespoň $0,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (přibližně $48 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$, tedy $2,9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) (Perry et al., 1995, s. 985 – 986). Je však nutno neopomenout fakt, že pacienti po CMP často nejsou schopni provádět dva úkoly zároveň, což znamená, že při nutnosti vykonávat při chůzi ještě další činnost (např. hovořit, nést plný tác nebo přecházet rušnou křižovatku), se kvalita lokomoce zhoršuje. Jedinec ztrácí rytmus, zhoršuje se posturální kontrola a rychlost se snižuje na hranici bezpečnosti, což může vést k pádu. Při vyšší rychlosti je ovšem chybovost výraznější, než při chůzi pomalé (Krobot a Hereitová, 2020, s. 523).

Jako stěžejní se pro rychlost ukazuje být moment síly plantární flexe v hlezenním kloubu, který je za normálních okolností hlavním zdrojem propulze při odrazu chodidla (Shumway-Cook a Woollacott, 2011, s. 383). U jedinců po iktu je moment síly plantární flexe na paretické straně menší (Chen a Patten, 2008, s. 879). Na neparetické končetině je však tento moment síly oproti zdravým jedincům snížen také, a to z důvodu zvýšené svalové koaktivace (Kim a Eng, 2003, s. 55 - 56), která je pravděpodobně balanční reakcí na prodlouženou švihovou fázi paretické končetiny (Patterson et al., 2008, s. 309).

3 Principy a možnosti terapie chůze

Prognóza obnovy chůze je závislá na mnoha faktorech. Mezi nejvýznamnější patří nižší věk pacienta, méně závažné postižení dolní končetiny, menší senzitivní a sensorické poškození, absence hemianopsie, stabilnější sed a lepší kontrola trupu (Kollen, Kwakkel a Lindeman, 2006, s. 264 – 266; Veerbeek et al., 2011, s. 272). Pokud pacient do dvou týdnů od iktu vykazuje tyto vlastnosti, šance na kvalitnější obnovu lokomoce je vyšší (Selves, Stoquart a Lejeune, 2020, s. 784).

Motorická úprava je podložena neuroplasticitou. Ta se dá definovat jako schopnost CNS modifikovat se (Shumway-Cook a Wollacott, 2012, s. 84) a adaptovat se tak, aby jeho fungování co nejvíce vyhovovalo požadavkům prostředí a danému úkolu (Cheung et al., 2014, s. 6). Jedná se o fyziologické změny nervové tkáně, kdy z krátkodobého hlediska dochází k dočasnému zesílení synaptických spojů a při dostatečné intenzitě a frekvenci podnětů ke strukturálním změnám v organizaci a počtu synapsí (Shumway-Cook a Wollacott, 2012, s. 84). Ačkoli se objevují reparační procesy po poškození CNS spontánně, nejsou pro uspokojivou motorickou obnovu dostačující (Tennant et al., 2017 in Xing a Bai, 2020, s. 4218). V rámci terapie je proto důležité zajistit dostatečný počet opakování pohybu, frekvenci a délku trvání terapeutických jednotek, abychom podporovali neuroplastické změny (Cheung et al., 2014, s. 6). Neuroplasticita je nejvýraznější u dětí, nicméně není zanedbatelná ani v dospělém věku. Po poškození mozku se dokonce její potenciál dočasně zvyšuje – tento jev se nazývá overplasticity (Vařeka, Bednář, Vařeková, 2016, s. 169).

Zahájení rehabilitace na lůžku je doporučováno co nejdříve od vzniku ischemie, aby se zabránilo vzniku komplikací z imobility a podpořily se mechanismy obnovy motorické kontroly (Yelnik et al., 2017, s. 404). Kdy přesně je však vhodné začít terapii chůze, není úplně jednoznačné (Selves, Stoquart a Lejeune, 2020, s. 784). Někteří autoři uvádějí, že pokud nejsou z hlediska stavu pacienta přítomny žádné kontraindikace a je toho jedinec schopen, je vhodné zahájit fyzioterapii i mimo lůžko (vertikalizace do sedu, stoje, případně chůze) v prvních 24 hodinách po vzniku ischemie (Royal Dutch Society for Physical Therapy, 2014, s. 26). Jiní autoři toto naopak nedoporučují a zastávají názor, že by pacient do 48 od ataky mimo lůžko cvičit neměl. Prokázalo se, že příliš brzké zahájení rehabilitace mimo lůžko nepřináší lepší výsledky z hlediska obnovy motoriky, ale působí spíše kontraproduktivně (Langhorne et al., 2017, s. 57).

3.1 Terapeutické prvky využitelné v přístrojové terapii chůze

V terapii chůze existuje poměrně široké spektrum možností, jejichž postupné probrání je však nad rámec práce. Tato podkapitola je proto zaměřena na prvky aplikovatelné v rehabilitaci s využitím rehabilitačních technologií, které mají souvislost s výzkumnou částí této diplomové práce. Nepředstavuje tedy komplexní výčet možných terapeutických přístupů, které se v rámci rehabilitace chůze u pacientů po CMP využívají. Nicméně některé z níže zmíněných prvků se je možné využít také v konvenční terapii.

3.1.1 Rehabilitační technologie – chodící pásy

Terapie chůze na páse je poměrně hojně využívána. Díky pásu je k dispozici prakticky neomezená vzdálenost pro chůzi po rovném a stabilním terénu s nastavitelnou rychlostí. Pomocí madel, která jsou součástí zařízení, jsme schopni zajistit určitou podporu stability. Sofistikovanější pásy jsou opatřeny závěsným systémem, kterým lze odlehčit tělesnou hmotnost a funguje také jako jistící prvek (Selves, Stoquart a Lejeune, 2020, s. 788). Odlehčení by však nemělo přesáhnout 30 % hmotnosti (Hesse a Werner, 2003 in Raine, Meadows a Lynch-Ellerington, 2009, s. 128), neboť s výrazným odlehčením dochází k redukci reakční síly podložky a ke snížení senzorické zpětné vazby z prováděného pohybu. Dostatečné reakční síly jsou také jedním z esenciálních předpokladů pro správnou aktivaci svalových řetězců potřebných k realizaci chůze (Raine, Meadows a Lynch-Ellerington, 2009, s. 123, 126).

Terapie chůze na páse je oproti konvenční terapii mnohem intenzivnější díky většímu počtu opakování krokových cyklů. Na rozdíl od chůze volně v prostoru je také relativně bezpečnější, protože při ní tak často nedochází k vážnějším událostem (Selves, Stoquart a Lejeune, 2020, s. 788). Některé systémy také umožňují dodávat zpětnou vazbu, například prostřednictvím her (viz dále) (Krobot et al., 2017, s. 524).

Oproti konvenční terapii, zvyšuje terapie chůze na páse (v závěsu či bez něj u) rychlost chůze a vzdálenost, kterou je jedinec schopen ujít. Více z ní však benefitují pacienti, kteří jsou schopni chůze už na začátku terapie. Bohužel se také neprokázalo, že by tento přístup navyšoval šanci chodit samostatně (Mehrholtz, Elsner a Thomas, 2017, s. 17).

Trénink na chodícím páse však představuje také pár nevýhod. Jednou z nich je, že pacient při chůzi setrvává prakticky na místě, čímž vzniká senzorický konflikt (Westlake a Patten, 2008), který může vyvolávat nepříjemné pocity. Zejména u pacientů po CMP může tato nevýhoda představovat problém (Hirjaková et al., 2020, s. 88). Dalším nedostatkem chodícího

pásu je jeho arteficiální prakticky ideální povrch, který pacienta nedokáže připravit na chůzi ve venkovním prostředí (Burget, 2015, s. 77). Problémem je také nepřírozená iniciace pohybu, která není prováděna pacientem, nýbrž terapeutem, který ovládá pás (Kolářová, Jiráčková a Stacho, 2019, s. 40).

3.1.2 Rehabilitační technologie – Lokomat

Lokomat je chůzová bilaterální robotická ortéza, která je zabudována do rigidního rámu zařízení. Při terapii je pacient odlehčen v závěsném systému přístroje. Objímky ortéz, které jsou připevněny na bérkách a stehnech, aktivně vedou lokomoční pohyby po pohyblivém páse, který je součástí Lokomatu. V rámci tréninku chůze mohou být využity prvky virtuální reality s dodáváním zpětné vazby (viz dále) (Riener et al., 2010, s. 201).

Trénink chůze na Lokomatu je založen na konceptu repetitivní, dostatečně intenzivní a účelově orientované terapie (Bruni et al., 2018, s. 14), na neurofyziologickém principu CPG a na motorickém učení (Žarković a Šorfová, 2017, s. 45; Riener et al., 2010, s. 199).

Tato technologie je využívána zpravidla u neurologických pacientů s poruchami chůze. Robotická asistence umožňuje symetrický chůzový mechanismus, čímž dochází k redukci asymetrií a kompenzačních mechanismů vzniklých v důsledku iktu, které byly popsány výše (Bonnyaud et al., 2014, s. 31 – 32). Předpokládá se, že mnohočetným opakováním krokových cyklů dojde k facilitaci obnovy lokomoce (Riener et al., 2010, s. 199) na podkladě aktivace neurálních okruhů zapojených do lokomočních funkcí. Tím je následně facilitována tvorba či novotvorba neurálních spojů mezi motorickými centry a senzorickými drahami, které bývají různou měrou postiženy (Wallard et al., 2015, s. 215).

U pacientů, kteří po CMP nejsou schopni chodit samostatně bez asistence, se doporučuje dosáhnout několika set opakování krokového cyklu během každé terapeutické jednotky, aby se zvýšila šance na kvalitní obnovu chůze (Pohl et al., 2007, s. 23). Prostřednictvím Lokomatu je možné dosáhnout vícero opakování krokového cyklu a také větší symetrie chůze, než jsme schopni zajistit na chodících pásech bez robotických ortéz nebo při chůzi volně v prostoru, kde je v obou případech často nutné manuální vedení končetin fyzioterapeuty. Manuálně vedený trénink chůze je velmi fyzicky náročný a navíc s rostoucím vyčerpáním terapeutů signifikantně klesá časoprostorová symetrie jednotlivých kroků (Westlake a Patten, 2009). Dalším problémem je také častá potřeba většího počtu pracovníků pro vedení jednoho pacienta, což může ztěžovat chod pracoviště (Stoller et al. 2012, s. 595). Lokomat představuje metodu

volby také u těžších stavů, kdy by chůze na chodícím páse v odlehčení byla příliš náročná až nemožná (Husemann et al., 2007, s. 350).

3.1.3 Vedení paretické končetiny dle Bobath konceptu

Při terapii chůze na chodícím páse lze pro facilitaci fyziologické lokomoce s výhodou využít prvky Bobath konceptu. Vhodným vedením pacienta (handling) se dají ovlivnit patologické pohybové vzorce ve švihové, ale také ve stojné fázi krokového cyklu. Cílem této intervence je dodat jedinci z chůze správný vjem k podpoře neuroplastických procesů (Raine, Meadows a Lynch-Ellerington, 2009, s. 128).

Tyto postupy neztrácí význam ani u pacientů se senzitivní poruchou dolní končetiny. Periferní nervový systém není při CMP postižen a CNS proto stále získává somatosenzorické informace z patřičných míšních segmentů. Pohyb na paretické končetině je tudíž centrem stále „vnímán“ i při výrazném senzitivním deficitu (Gjelsvik, 2008, s. 125).

Jedním z využitelných prvků je například vedení paretického chodidla pro dosažení co nejoptimálnějšího odvalu nohy, či pro zabezpečení adekvátní dorsální flexe hlezenního kloubu při švihové fázi, je-li u pacienta přítomen foot drop. V rámci této intervence může terapeut pomoci stabilizovat kolenní kloub, pokud dochází k jeho hyperextenzi či podklesávání ve stojné fázi (Bobath, 1990, s. 123 – 126).

Také v případě patologických pohybových stereotypů pánve lze aplikovat různé typy handlingu pro dosažení kvalitnějšího obrazu chůze. Vhodně zvoleným vedením můžeme například facilitovat stabilizaci kyčelního kloubu ve stojné fázi, navést pacienta do extenze kyčle, korigovat případný tah na stranu, nebo napomoci přenést hmotnost nad stojnou končetinu (Gjelsvik, 2008, s. 122).

3.1.4 Aktivace trupu prostřednictvím prvků propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF)

Stabilita trupu je důležitým předpokladem pro kvalitně provedenou chůzi. Trupové svalstvo je aktivní v průběhu celého krokového cyklu, čím vytváří bázi pro efektivní práci svalů okolo kyčelního kloubu (Adler, Becker a Buck, 2008, s. 210). Břišní a zádové svaly stabilizují trup ve všech rovinách. Mimo to jsou erektory páteře aktivnější po iniciálním kontaktu paty, čím zabezpečují stabilitu trupu při přenosu hmotnosti nad stojnou končetinu. Tyto svaly se zapojují

také při odrazu nohy. Šikmé břišní svaly se aktivují výrazněji při provádění středního a terminálního švihu (Perry a Burnfield, 2010, s. 193).

Tento mechanismus je u pacientů po CMP často narušen, čímž dochází k neefektivní práci svalů a ke snížení kvality chůze. Využitím aproximace, stretch reflexu nebo vhodně aplikovaného odporu můžeme facilitovat aktivní stabilizaci trupu a jeho rotační pohyby, ale také provedení stojné či švihové fáze. Při využití odporu je nejefektivnější, je-li aplikován v diagonálním směru (Adler, Becker a Buck, 2008, s. 240).

Terapeutický přístup je volen na základě vyšetření chůze jedince. Velice užitečným prvkem v terapii může být využití aproximace přes pánev do stojné dolní končetiny spolu s odporem dopřednému pohybu pánve. Výsledný směr odporu je tedy dozadu a dolů. Docílíme tím zvýšením stability stojné končetiny a zároveň také trupu (Adler, Becker a Buck, 2008, s. 242).

Pro facilitaci vzpřímeného držení trupu a pánve a zároveň k ovlivnění poklesu pánve na kontralaterální straně a její anteverze ve stojné fázi lze také využít vzory pánve a lopatky. Ve fázi středního stoje je kladen odpor anteriorní elevaci pánve na kontralaterální (tedy švihové) straně a zároveň je odporováno anteriorní elevaci homolaterální lopatky (Bastlová, 2018, s. 102, 110).

Je-li cílem podpořit švihovou fázi, vhodným facilitačním prvkem je iniciální stretch (Bastlová, 2018, s. 112), či odpor proti pohybu nahoru a dopředu (anteriorní elevace) (Adler, Becker a Buck, 2008, s. 242).

3.1.5 Zpětná vazba a virtuální realita

Pokud je pacientovi v průběhu terapie dodávána zpětná vazba, dokáže si lépe uvědomovat své chyby a korigovat je, čímž dochází k facilitaci motorického učení (van Vliet a Wulf, 2006, s. 837 – 838). Zároveň dochází k aktivizaci mechanismů neuroplasticity (Huang, He a Wolf, 2006). Zpětná vazba představuje výhodu také pro terapeuta, který může na základě získaných informací podávat pacientovi patřičné instrukce (Bottomley, 2003 in Tate a Milner, 2010, s. 1124). Vzhledem k tomu, že častým způsobem dodávání zpětné vazby při terapii je hraní hry ve virtuální realitě (VR), působí tento prvek taky motivačně (Lange, Flynn a Rizzo, 2009, s. 146) a pomáhá odvádět pozornost od úsilí, které pacient vynakládá (Selves, Stoquart a Lejeune, 2020, s. 788).

VR je počítačový model a simulace, která umožňuje člověku interagovat s arteficiálním prostředím (Riener a Harders, 2012, s. 1). Pomocí této technologie jsme schopni imitovat reálné

životní situace (Lange, Flynn a Rizzo, 2009, s. 144), čímž zadáváme pacientovi smysluplný, účelově zaměřený úkol (Cheung et al., 2014, s. 15). Takzvanou imerzí, čili ponořením se nebo vtažením do VR, navíc vzniká iluze přítomnosti ve virtuálním prostoru a realnosti situace (Riener a Harders, 2012, s. 1).

3.1.6 Souhyb horních končetin

V terapii chůze u pacientů po CMP lze také s velkou výhodou využít facilitaci prostřednictvím souhybu horních končetin. Bylo zjištěno, že i jedinci s hemiparézou jsou po slovní instrukci schopni oboustranně zvýraznit pohyb paží. Naskýtá se tak možnost pozitivně ovlivnit chůzi pomocí vědomě řízeného pohybu horních končetin (Ford, Wagenaar a Newell, 2007, s. 87).

Souhyb horních končetin má inhibiční vliv na spasticitu musculus soleus (Barzi a Zehr, 2008, s. 1446), snižuje energetickou náročnost lokomoce (Collins, Adamczyk a Kuo, 2009, s. 3683) a zvyšuje dynamickou stabilitu jdoucího jedince (Punt et al., 2015, s. 507). Stephenson, de Serres a Lamontagne (2010, s. 110 – 111) ve své studii uvádějí, že při chůzi na páse lze dosáhnout lepších výsledků, když se paže pohybují na posuvných madlech, které kromě možnosti pohybu pomáhají udržovat stabilitu pacienta. Bylo prokázáno, že také terapie spasticity svalů horní končetiny pomocí aplikace botulotoxinu má pozitivní vliv na kvalitu chůze. Dochází k nárůstu rychlosti, zlepšení rozsahu pohybu hlezenního (Kotteduwa Jayawarden et al., 2020) a kolenního kloubu a také ke snížení času potřebného k provedení kroku (stride time) (AlHakeem et al., 2020).

3.1.7 Představa pohybu

Představu pohybu (motor imagery – MI) lze definovat jako proces imaginace a nacvičování provedení činnosti bez viditelné aktivity (Richardson, 1967, s. 95). Východiskem pro využití představy pohybu v rehabilitaci je, že pouhé představování si motorické činnosti a vytváření plánu volního pohybu, který je poté skutečně proveden, probíhají společným neurálním mechanismem. K realizaci motorického úkolu přitom nemusí vůbec dojít (Lotze a Zentgraf, 2010, s. 31; Johnson-Frey, 2004, s. 330). Díky MI dochází k facilitaci motorického učení a aktivizaci mechanismů neuroplasticity (Johnson-Frey, 2004, s. 330). Lze také detekovat určitou tonizaci svalů, které jsou potřebné pro provedení daného úkolu (Guillot et al., 2007, s. 24).

Na základě zmíněných poznatků se předpokládá, že by MI mohla pomoci optimalizovat pohybový výstup díky aktivaci neurálních struktur, které jsou zapojeny do produkce volných pohybů (Decety a Ingvar, 1990, s. 14). V případě chůze může dojít například ke zvýšení rychlosti a symetrie chůze (Dunsky et al., 2008, s. 1582), či zlepšení balance a výsledků klinických chůzových testů (Cho, Kim a Lee, 2012, s. 678).

Terapie po CMP se současným využitím MI má větší účinek, než pouze fyzioterapie samotná (Oostra, 2015, s. 207). MI může představovat velký benefit také u pacientů, u kterých kvůli okolnostem pramenících z jejich zdravotního stavu nelze provádět cvičení aktivně. Bylo prokázáno, že cvičení v představě má větší účinek, než žádná terapie (Feltz a Landers, 1983 in Crosbie et al., 2004, s. 61; Hird et al., 1991, s. 290). Největší účinek MI však získáme při kombinaci s aktivním nácvikem pohybu (Hird et al., 1991, s. 290).

Důležité jsou také patřičné instrukce terapeuta. Většina autorů se shoduje v tom, že nejvhodnější je si při MI vybavovat, jaký má jedinec z končetin při zadaném pohybu pocitový vjem (Lotze a Zentgraf, 2010, s. 37)

Každý jedinec disponuje jinak velkou schopností MI. Po CMP může být navíc tato schopnost narušena. Dle dosavadních poznatků se však zdá, že míra schopnosti MI úspěšnost terapie neovlivňuje a není proto důvod u jedinců s horší schopností imaginace pohybu MI nevyužívat (Oostra et al., 2015, s. 207).

Představou pohybu je vhodné doplňovat například roboticky vedenou chůzi, protože představa chůze nejenže facilituje vlastní realizaci lokomoce, ale rovněž vede i k lepší percepci sebe sama v prostoru (Barbora Kolářová, 2022, osobní sdělení).

4 Cíle a hypotézy

4.1 Cíl diplomové práce

Cílem této diplomové práce je zhodnotit efektivitu terapie chůze pacientů po CMP na chůzovém robotu Lokomat a chodícím páse Zebris.

4.2 Hypotézy

Pro experiment byly stanoveny následující hypotézy:

H₀₁: Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k prodloužení kroku.

H_{A1}: Terapie chůze na Lokomatu vede u pacientů po CMP k prodloužení kroku.

H₀₂: Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k nárůstu rychlosti chůze na páse.

H_{A2}: Terapie chůze na Lokomatu vede u pacientů po CMP k nárůstu rychlosti chůze na páse.

H₀₃: Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP ke zkrácení dvouoporové fáze.

H_{A3}: Terapie chůze na Lokomatu vede u pacientů po CMP ke zkrácení dvouoporové fáze.

H₀₄: Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k symetrizaci zatížení paretické a neparetické končetiny při stoji s otevřenýma očima.

H_{A4}: Terapie chůze na Lokomatu vede u pacientů po CMP k symetrizaci paretické a neparetické končetiny při stoji s otevřenýma očima.

H₀₅: Terapie chůze na Lokomatu nemá vliv na zvýšení rychlosti chůze při Time up & go testu.

H_{A5}: Terapie chůze na Lokomatu má vliv na zvýšení rychlosti chůze při Time up & go testu.

H₀₆: Terapie chůze na Lokomatu nemá vliv na zvýšení rychlosti chůze při testu chůze na 10 metrů.

H_{A6}: Terapie chůze na Lokomatu má vliv na zvýšení rychlosti chůze při testu chůze na 10 metrů.

H₀₇: Terapie chůze na Lokomatu nevede k větší samostatnosti chůze pacientů po CMP.

H_{A7}: Terapie chůze na Lokomatu vede k větší samostatnosti chůze pacientů po CMP.

5 Metodika výzkumu

Výzkumná část diplomové práce zahrnující vstupní a výstupní vyšetření a terapii chůze proběhla v kineziologické laboratoři lůžkové části Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci.

5.1 Charakteristika výzkumné skupiny

S účastí na výzkumu souhlasilo celkem 14 pacientů v subakutní fázi CMP ve věku 59 až 80 let. Čtyři probandi však museli být ze studie vyřazeni pro objevení komplikací (ortostatická nestabilita, zvýšená únavnost, bolestivé stavy pohybového aparátu vyplývající z komorbidit vzniklých před proděláním iktu), či pro propuštění do domácí péče před provedením výstupního vyšetření. Celkem byla tedy pro potřeby diplomové práce využita naměřená data 10 pacientů. Jednalo se o 6 mužů a 4 ženy. U 7 osob byla přítomná levostranná hemiparéza, u 3 pravostranná. Nebyla brána v potaz lokalizace léze ani zda byla etiologie ischemická či hemoragická. Samostatnost chůze se podle FAC hodnocení pohybovala mezi stupni 1 (úplně závislý pacient, neschopen chůze v prostoru, potřebuje pevnou oporu a je vyžadována asistence více než jedné osoby) až 4 (nutná supervize, po rovném povrchu je však schopen jít bez manuálního kontaktu terapeuta) (Bastlová et al., 2015, s. 24). Jedinci byli rekrutováni z lůžkové části Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci a následně byli randomizovaně rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny.

Kritériem pro zařazení do studie byl věk nad 18 let, subakutní fáze CMP, klinicky manifestovaná porucha chůze a schopnost samostatné chůze bez pomůcek a bez potřebné asistence v období před iktem. Jedinci museli zvládnout stoj po dobu alespoň 60 sekund s oporou terapeuta. Dále bylo vyžadováno, aby všichni probandi plně porozuměli cílům studie a průběhu rehabilitace a aby netrpěli výraznou poruchou zraku, aby byli schopni přijímat vizuální zpětnou vazbu. Vylučovacím kritériem byla také přítomnost dalších neurologických onemocnění a jiných zdravotních komplikací, které by mohly mít vliv na průběh a výsledky testování. Všichni pacienti zařazení do studie podepsali informovaný souhlas. Výzkum byl schválen Etickou komisí FZV UP.

5.2 Vyšetření

Všichni zúčastnění pacienti podstoupili před začátkem terapie klinické vyšetření chůze. Byly využity následující klinické testy:

- test chůze na 10 m (10 Meter Walk Test) (10 MWT): tímto vyšetřením se sleduje rychlost chůze na vyměřeném 10 metrovém úseku. Testován je pouze střední úsek (6 metrů), aby bylo vyloučeno postupné zrychlování na začátku a zpomalování na konci vyznačené vzdálenosti (Bastlová et al., 2015, s. 21).
- Timed Up And Go test (TUG): TUG test umožňuje vyšetření mobility, rovnováhy a rizika pádu. Pro provedení testu je potřeba vyměřit vzdálenost 3 metry. Na začátku úseku je postavena židle, na kterou se na začátku vyšetření pacient posadí zády k opěradlu. Na konec vzdálenosti je umístěn předmět, který pak má vyšetřovaný obejít. Jedinec má za úkol na signál vstát ze židle, pokud možno bez použití rukou, jít k předmětu, obejít ho a posadit se znovu na židli. Vyšetřující při tom stopuje čas. Není povolena asistence druhé osoby, jedinec však může používat asistenční pomůcky (Bastlová et al., 2015, s. 23).
- Functional Ambulation Category (FAC): FAC slouží k hodnocení samostatnosti chůze dle míry závislosti jedince na okolí, podle které je pacient zařazen do jedné z kategorií 1 až 6. Kategorie 1 znamená úplnou závislost (úplně imobilní pacient, či neschopnost chůze v prostoru, lokomoce je možná jen s pevnou oporou a s asistencí více než jedné osoby), kategorie 2 závislost na fyzické asistenci II (je vyžadován souvislý manuální kontakt jedné osoby na rovném povrchu), kategorie 3 závislost na fyzické asistenci I (je nutný lehký nebo přerušovaný kontakt jedné osoby na rovném povrchu), pro kategorii 4 je nutná supervize (na rovném povrchu není potřeba kontaktu druhé osoby, ale vyžaduje dohled), kategorie 5 je nezávislá na rovném povrchu (po rovném povrchu zvládá chůzi samostatně, v nerovném terénu vyžaduje asistenci či supervizi) a pacient v kategorii 6 je zcela nezávislý při chůzi po jakémkoli povrchu (Bastlová et al., 2015, s. 24).

Průběh testování byl natáčen videokamerou.

Dále byla provedena analýza chůze na chodícím páse Zebris, ze které byla využita data z analýzy chůze a stoje při otevřených očích. Konkrétně se jednalo o délku kroku [cm] (stride length), procentuální trvání dvouoporové fáze [%] (double support), rychlost chůze [$\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$] (velocity) a z výsledků analýzy stoje byl výpočtem odvozen rozdíl v zatížení paretické a neparetické končetiny [%]. Při analýze chůze na páse byla volena rychlost individuálně tak, aby vyhovovala danému probandovi. Vyžadoval-li to stav pacienta, byl pro odlehčení tělesné hmotnosti či pro prevenci pádu využit závěs.

Pacienti byli vždy vyšetřováni na jejich aktuálním nejvyšším dosažitelném stupni samostatnosti chůze.

Po dvou týdnech terapie proběhl znovu stejný set vyšetření.

5.3 Technologie

Terapie experimentální skupiny probíhala na chůzovém robotu Lokomat (Hokoma). Kontrolní skupina absolvovala trénink chůze na chodícím páse Zebris Rehawalk.

5.4 Průběh terapie

Obě skupiny pacientů absolvovaly terapii chůze každý všední den po dobu dvou týdnů. Zároveň všichni účastníci každý všední den absolvovali dvakrát denně individuální fyzioterapii v rozsahu až 90 minut. Trénink chůze na Lokomatu nebo na Zebrisu byl tedy zařazen navíc k individuálně vedené fyzioterapii a probíhal vždy za asistence nebo dohledu fyzioterapeuta.

Délka trvání terapie experimentální skupiny na Lokomatu se odvíjela od individuální tolerance jednotlivých subjektů, avšak rámcově se čas samotné chůze pohyboval v intervalu 15 – 30 minut. Celková doba vyčleněná pro terapii byla však jedna hodina, a to z důvodu časové náročnosti nastavení robotických ortéz a jejich připevnění na pacienta. Rychlost ortéz a pásu, vodící síla a odlehčení tělesné hmotnosti byly u každého jednotlivce voleny individuálně.

Účastníci v kontrolní skupině podstupovali jako doplněk ke konvenční terapii trénink chůze na chodícím páse Zebris bez vedení dolních končetin robotem. Pokud to stav pacienta vyžadoval, probíhal trénink chůze v závěsu pro odlehčení tělesné hmotnosti či pro zajištění bezpečnosti. Rychlost pásu byla volena individuálně dle aktuálních možností pacienta. Terapie trvala rovněž v rozmezí 15-30 minut a byla pokaždé realizována za přítomnosti fyzioterapeuta s potřebnou mírou asistence.

V rámci terapie chůze na Lokomatu nebo na chodícím páse bylo možné navíc pracovat s vizuální zpětnou vazbou ve virtuálním prostředí.

5.5 Metody statistického hodnocení

Pro vyhodnocení výsledků byl využit statistický software TIBCO Statistica, verze 13, StatSoft Inc. Pro zhodnocení efektivity intervence byly porovnávána data naměřená na začátku terapie a poté po dvou týdnech tréninku chůze.

S ohledem na větší senzitivitu byl pro porovnání výsledků použit párový t-test pro závislé veličiny. Hladina významnosti byla stanovena na $p < 0,05$. Zároveň byla data zpracována pomocí popisné statistiky.

6 Výsledky

V následujících tabulkách jsou uvedeny výsledky základní popisné statistiky vztahující se k výsledkům analýzy chůze na páse Zebris experimentální (tab. 1) a kontrolní skupiny (tab. 2). Jedná se o průměrné hodnoty, medián, minimum, maximum a směrodatná odchylka. V tabulce jsou vždy znázorněna data vstupního i výstupního měření a také hodnota p vyplývající z výsledků t-testu. Dosáhla-li hodnota p hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$), je v tabulce zvýrazněna červenou barvou.

Modře jsou označeny výsledky vstupního vyšetření (V1), žlutě výstupního vyšetření (V2).

Tab. 1 Výsledky analýzy chůze experimentální skupiny na páse Zebris

	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 Délka kroku [cm]	38,67	37	31	48	8,62	0,22
V2 Délka kroku [cm]	58,33	53	47	75	14,74	
V1 Dvouoporová fáze [%]	40,93	38,2	34,8	49,8	7,86	0,34
V2 Dvouoporová fáze [%]	33,37	31,6	30,2	38,3	4,33	
V1 Rychlost [km/h]	0,7	0,7	0,6	0,8	0,1	0,13
V2 Rychlost [km/h]	1,17	1,3	0,8	1,4	0,32	
V1 Rozdíl v zatížení končetin [%]	14,67	16	0	28	14,05	0,55
V2 Rozdíl v zatížení končetin [%]	20,67	22	10	30	10,07	

Legenda: V1: vstupní vyšetření; V2: výstupní vyšetření

Tab. 2 Výsledky analýzy chůze kontrolní skupiny na páse Zebris

	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 Délka kroku [cm]	50,86	37	29	79	21,91	0,03
V2 Délka kroku [cm]	76,14	76	34	100	21,87	
V1 Dvouoporová fáze [%]	38,51	36	33,5	44,6	4,73	0,79
V2 Dvouoporová fáze [%]	40,54	33,9	28,4	79,5	17,7	
V1 Rychlost [km/h]	1,1	1	0,5	1,8	0,49	0,03
V2 Rychlost [km/h]	1,66	1,5	1,1	2,7	0,52	
V1 Rozdíl v zatížení končetin [%]	17,14	12	2	46	14,78	0,95
V2 Rozdíl v zatížení končetin [%]	17,43	12	4	46	16,64	

Legenda: V1: vstupní vyšetření; V2: výstupní vyšetření

Hypotézu H₀₁ „*Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k prodloužení kroku*“ **nelze zamítnout**. Ačkoli průměrná délka kroku oproti vstupnímu vyšetření vzrostla (viz tabulka 1), nedosahuje hodnota p hladiny statistické významnosti. Hypotéza H_{A1} se proto zamítá.

Hypotézu H₀₂ „*Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k nárůstu rychlosti chůze na páse*“ **nelze zamítnout**. Přestože došlo k nárůstu průměrné rychlosti (viz tabulka 1), hodnota p nedosahuje hladiny statistické významnosti a alternativní hypotéza H_{A2} se zamítá.

Hypotézu H₀₃ „*Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP ke zkrácení dvouoporové fáze*“ **nelze zamítnout**. Navzdory poklesu jejího trvání, nedosahuje hodnota p statistické významnosti a H_{A3} se proto zamítá.

Hypotézu H₀₄ „*Terapie chůze na Lokomatu nevede u pacientů po CMP k symetrizaci zatížení paretické a neparetické končetiny při stoji s otevřenýma očima*“ **nelze zamítnout**. Oproti průměrným hodnotám naměřených při vstupním měření byl u výstupního měření zaznamenán nárůst průměrného rozdílu v zatížení paretické a neparetické končetiny. Z toho důvodu hypotézu H_{A4} nelze přijmout a zamítá se.

V tabulkách níže jsou znázorněny výsledky základní popisné statistiky a hodnot p vyplývající z vyhodnocení výsledků klinických testů chůze experimentální (tab. 3) a kontrolní skupiny (tab. 4). Tabulky 5 a 6 obsahují četnosti zastoupení potřebných chůzových pomůcek či nutnosti asistování chůze terapeutem při vstupním a výstupním měření. Je zde uvedena také četnost využití závěsu při vyšetření na chodícím páse Zebris. V tabulkách 7 a 8 jsou uvedeny změny v samostatnosti chůze experimentální (tab. 7) a kontrolní skupiny (tab. 8) na základě kategorizace pomocí FAC. Dosáhla-li hodnota p hladiny statistické významnosti, je zvýrazněna červenou barvou.

Tab. 3 Výsledky klinických testů chůze experimentální skupiny při vstupním a výstupním měření.

Test	Průměrná rychlost [km/h]	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 10 MWT	2,82	2	1,71	4,76	1,68	0,37
V2 10 MWT	3,09	2,35	2,32	4,59	1,3	
V1 TUG *	1,49	-	-	-	-	-
V2 TUG	1,09	0,9	0,85	1,52	0,38	

Legenda: V1 10MWT: hodnoty testu chůze na 10 metrů u vstupního vyšetření; V2 10MWT: hodnoty testu chůze na 10 metrů u výstupního vyšetření; V1 TUG: hodnoty Timed Up & Go testu u vstupního vyšetření; V2 TUG: hodnoty Timed Up & Go testu u výstupního vyšetření
*Uvedená hodnota V1 TUG testu je údaj naměřený pouze u jednoho ze tří probandů experimentální skupiny. Tento jediný pacient dokázal test při vstupním vyšetření absolvovat.

Tab. 4 Výsledky klinických testů chůze kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření

Test	Průměrná rychlost [km/h]	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 10 MWT	3,97	4,2	1,46	5,94	1,63	0,096
V2 10 MWT	4,7	4,3	1,68	6,9	1,7	
V1 TUG	1,44	1,42	0,72	2,4	0,57	0,022
V2 TUG	1,85	1,76	0,87	2,59	0,6	

Legenda: V1 10MWT: hodnoty testu chůze na 10 metrů u vstupního vyšetření; V2 10MWT: hodnoty testu chůze na 10 metrů u výstupního vyšetření; V1 TUG: hodnoty Timed Up & Go testu u vstupního vyšetření; V2 TUG: hodnoty Timed Up & Go testu u výstupního vyšetření

Tab. 5 Pomůcky či dopomoc při chůzi experimentální skupiny

	Samostatná chůze	Chodítko	Berle	Asistence terapeuta	Závěs
V1	1	2	0	0	3
V2	1	1	1	0	1

Legenda: V1: vstupní vyšetření; V2: výstupní vyšetření

Tab. 6 Pomůcky či dopomoc při chůzi kontrolní skupiny

	Samostatná chůze	Chodítko	Berle	Asistence terapeuta	Závěs
V1	2	0	1	4	3
V2	7	0	0	0	0

Legenda: V1: vstupní vyšetření; V2: výstupní vyšetření

Tab. 7 Hodnocení samostatnosti chůze experimentální skupiny pomocí FAC

	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 FAC	2	2	1	3	1	0,1
V2 FAC	4	4	4	4	0	

Legenda: V1 FAC: Functional Ambulation Category u vstupního vyšetření; V2 FAC: Functional Ambulation Category u výstupního vyšetření

Tab. 8 Hodnocení samostatnosti chůze kontrolní skupiny pomocí FAC

	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p
V1 FAC	3	3	2	4	0,58	0,0002
V2 FAC	4,14	4	3	5	0,69	

Legenda: V1 FAC: Functional Ambulation Category u vstupního vyšetření; V2 FAC: Functional Ambulation Category u výstupního vyšetření

Hypotéza H₀₅ „Terapie chůze na Lokomatu nemá vliv na zvýšení rychlosti chůze při Time up & go testu“ **nebyla testována**. Při vstupním vyšetření dokázal test absolvovat pouze jeden ze tří probandů experimentální skupiny. U ostatních probandů data vstupního vyšetření TUG testu chybí (podrobněji viz diskusní část práce).

Hypotézu H₀₆ „Terapie chůze na Lokomatu nemá vliv na zvýšení rychlosti chůze při testu chůze na 10 metrů“ **nelze zamítnout**. Došlo pouze k nepatrnému navýšení průměrné rychlosti (viz tabulka 3) a hodnota p nedosahuje hladiny statistické významnosti. Alternativní hypotéza H_{A6} se zamítá.

Hypotézu H₀₇ „Terapie chůze na Lokomatu nevede k větší samostatnosti chůze pacientů po CMP“ **nelze zamítnout**. Ačkoli byla chůze pacientů po absolvování terapie samostatnější, nejsou výsledky zpracování dat statisticky významné a alternativní hypotéza H_{A7} se proto zamítá.

7 Diskuse

7.1 Dosavadní evidence efektivity terapie chůze na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě

Schopnost bipedální lokomoce představuje jeden z nejzásadnějších předpokladů samostatnosti jedince a významně ovlivňuje kvalitu života (Robinson et al., 2011, s. 1036 – 1038). V dnešní době významně vzrůstá v terapii poruch chůze různé etiologie význam rehabilitačních technologií. Jednou z nich je také robotická ortéza Lokomat (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 168).

Myšlenka robotického zařízení, které by asistovalo chůzi, vznikla v roce 1995 v centru ParaCare Fakultní nemocnice Balgrist v Curychu se zaměřením na péči o spinální pacienty. Cílem bylo vyvinout zařízení, které by nahradilo fyzicky velice náročné vedení končetin terapeutů a díky kterému by bylo možné pacientům poskytnout dostatečně intenzivní terapii (Colombo et al., 2000, s. 694). S narůstající evidencí se v posledních třech dekadách využívání roboticky asistované chůze u pacientů s míšní lézí, ale také u jedinců po CMP, poměrně rozšířilo (Riener et al., 2010, s. 199; Chaparro-Rico et al., 2020; Alashram, Annino a Padua, 2021, s. 268).

Vývoj robotických rehabilitačních technologií jde vpřed a kromě Lokomatu existuje také řada dalších zařízení. Mnohé přehledové studie zahrnují výsledky terapeutických intervencí na vícero přístrojích (Bruni et al., 2017; Bruni et al., 2018; Mehrholz a Pohl, 2012), jejichž funkce je však založena na odlišném principu. Chůzové roboty lze rozdělit na end-efektorové systémy a exoskelety. End-efektorová zařízení asistují pohyb působením na distální segmenty končetin. Jejich výhodou je jednoduché nastavení, limitem je však velmi omezená kontrola kořenových kloubů. Patří zde například v rámci studií využívaný Gait Trainer (Chang a Kim, 2013, s. 175 - 176), G-EO System, Lokohelp, či Haptic Walker (Mehrholz a Pohl, 2012, s. 193). Naproti tomu exoskelety jsou vybaveny robotickými osami, které jsou na tělo připevněny tak, aby byly zarovnané s anatomickými osami pacienta. Tito roboti umožňují díky možnosti nastavení velkého množství parametrů přesnou kontrolu jednotlivých kloubů, čímž lze minimalizovat abnormální posturu a pohyb. Jejich konstrukce jsou však složitější a pořizovací cena je výrazně vyšší, než je tomu u end-efektorových zařízení. K těmto systémům patří například Lokomat (Chang a Kim, 2013, s. 175 - 176) či “LOPES” (Lower Extremity Powered Exoskeleton) (Mehrholz a Pohl, 2012, s. 193). K terapii experimentální skupiny v rámci této práce byl využíván model Lokomatu, který je opatřen fixní objímkou okolo pánve pacienta

a při chůzi tak nebyl přítomen její přirozený souhyb. Existuje však také novější pokročilejší verze Lokomat FreeD module umožňující při lokomoci transversální rotaci a laterální posun pánve, čímž se vytváří fyziologičtější chůzový vzor (Aurich-Schuler, Gut a Labruyère, 2019). Ve studiích zmíněných v diskusní části této práce byl však také využíván standartní model Lokomatu bez souhybu pánve.

7.1.1 Povaha výzkumů efektivity terapie na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě

V rámci výzkumu roboticky asistované chůze je nejčastěji porovnáván efekt Lokomatu a konvenční terapie (Husemann et al., 2007; Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014; Hidler et al., 2009; Hornby et al., 2009), Lokomatu jako doplněk klasické fyzioterapie a efektivita fyzioterapie samotné (van Nunen et al., 2014; Belas dos Santos et al., 2018; Mayr et al., 2018), Lokomatu a chodícího pásu (Bang a Shin, 2016; Westlake a Patten, 2009), případně byl popsán úspěch terapie Lokomatu bez srovnání s kontrolní skupinou (van Kammen et al., 2020). Existují také studie, kde byl zkoumán vliv různých typů přídavné zpětné vazby při roboticky vedené chůzi (Tamburella et al., 2019), či zda z terapie na Lokomatu profitují více pacienti s ischemickou nebo hemoragickou etiologií CMP (Dierick et al., 2017).

Je však podstatné zmínit, že se jednotlivé studie mezi sebou liší ve stádiu onemocnění zúčastněných probandů, což by mohlo mít vliv na výsledky terapie. Některé byly zaměřeny na pacienty v subakutním stádiu CMP (Chaparro-Rico et al., 2020; Mayr et al., 2018; van Nunen et al., 2014; Hidler et al., 2009), jiné zkoumaly vliv na chůzi u jedinců již s chronickou CMP (van Kammen et al., 2020; Belas dos Santos et al., 2018; Bang a Shin, 2016; Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014; Westlake a Patten, 2009; Hornby et al., 2009; Wallard et al., 2015).

Autoři ve studiích nejvíce sledují následující vlastnosti:

1. samostatnost chůze, která bývá často hodnocena pomocí FAC (Husemann et al., 2007; Hidler et al., 2009; Dierick et al., 2017), či Functional Independence Measure (FIM) (Belas dos Santos et al., 2018),
2. rychlost chůze (Bang a Shin, 2016, Westlake a Patten, 2009; Hidler et al., 2014; Hornby et al., 2008),
3. délka kroku (Bang a Shin, 2016, Westlake a Patten, 2009; Hornby et al., 2008),
4. kadence (Husemann et al., 2007; Bang a Shin, 2016),
5. asymetrie trvání kroku paretickou a neparetickou končetinou (van Kammen et al., 2020),

6. trvání dvouoporové fáze (Bang a Shin, 2016),
7. trvání stejné fáze na paretické končetině (Husemann et al., 2007; Hornby et al., 2008),
8. aktivita svalů pomocí povrchové elektromyografie (EMG) (van Kamenn et al., 2020, s. 2979; van Kamenn et al., 2017),
9. spasticita, vyšetřována pomocí modifikované Ashworthovy škály (Tamburella et al., 2019),
10. Fugl – Meyerovo hodnocení motorické obnovy po CMP (FMA) (Westlake a Patten, 2009),
11. výsledky TUG (Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014; Belas dos Santos et al., 2018; van Nunen et al., 2014; Dierick et al., 2017),
12. výsledky 10MWT (Dierick et al., 2017; Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014; Husemann et al., 2007),
13. vytrvalost pomocí 6 minutového testu chůze (Westlake a Patten, 2009; Hidler et al., 2014; Hornby et al., 2008; Dierick et al., 2017),
14. hodnocení balančních schopností pomocí Berg Balance Scale (BBS) (Bang a Shin, 2016; Belas dos Santos et al., 2018; Hidler et al., 2009; Westlake a Patten, 2009).

Jednotlivé studie zkoumajících efektivitu Lokomatu v terapii chůze jsou ve sledovaných parametrech, využívaných testech a škálách i v designech výzkumu poměrně heterogenní (Baronchelli et al., 2021; Moucheboeuf et al., 2020, s. 525). Také jejich výsledky nejsou jednotné a autoři občas dochází k protichůdným závěrům.

7.1.2 Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu v porovnání s konvenční terapií

V rámci využitelnosti Lokomatu v klinické praxi je jednou z nejkontroverznějších otázek, zda lze roboticky vedenou chůzí možné dosáhnout lepších výsledků, než prostřednictvím konvenční terapie. Jako konvenční terapii autoři studií zpravidla označují soubor přístupů pro nácvik stoje na paretické končetině, iniciace kroku, trénink trupové stability, facilitace selektivních pohybů na hemiparetické straně či chůze s asistencí fyzioterapeuta, případně Bobath koncept či PNF (Mayr et al., 2018, s. 821; Husemann et al., 2007, s. 350; Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014, s. 449; Belas do Santos et al., 2018).

Husemann et al. (2007) dospěli při porovnávání terapie chůze na Lokomatu a konvenční terapie k závěru, že není významný rozdíl v efektivitě těchto dvou přístupů. Uplynulá doba od prodělání CMP jednotlivých zařazených pacientů se pohybovala od 28 do 200 dní. U obou skupin probandů pozorovali po intervenci vyšší stupeň samostatnosti chůze, nárůst rychlosti a kadence a zkrácení trvání kroku paretickou končetinou. U experimentální skupiny, která absolvovala terapii chůze na Lokomatu, bylo však navíc zaznamenáno signifikantní prodloužení stojné fáze na hemiparetické dolní končetině. Autoři proto uvádějí, že roboticky asistovaná lokomoce vede k výraznějšímu zlepšení chůzového vzoru než konvenční terapie (Husemann et al., 2007, s. 351).

Pozitivní výsledky terapie na Lokomatu v porovnání s konvenční terapií pozorovali také Uçar, Paker a Buğdaycı (2014), kteří pracovali s chronickými pacienty. U probandů experimentální skupiny byly u výstupního vyšetření naměřeny signifikantně lepší výsledky 10MWT a TUG. U některých pacientů bylo také dosaženo vyššího stupně samostatnosti chůze dle FAC. Tato studie se však lišila povahou intervence u kontrolní skupiny, která byla založena na domácím cvičení (Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014, s. 450 – 451).

Hidler et al. (2014) ovšem dospěli k odlišným závěrům. Tato studie zařazovala jedince méně než 6 měsíců od prodělání iktu. Na základě jejich výzkumu dosahovala skupina pacientů, která podstoupila terapii chůze na Lokomatu, horších výsledků, než kontrolní skupina absolvující konvenční terapii. Konkrétně se jednalo o rychlost, hodnoty získané 6 minutovým testem chůze a kadenci. Zvýšení samostatnosti chůze a balance bylo však u obou skupin srovnatelné.

Hornby et al. (2008) ve své studii s chronickými pacienty dokonce nepozorovali žádné lepší ani srovnatelné výsledky terapie chůze na Lokomatu v porovnání s konvenční terapií. Probandi, kteří podstoupili roboticky vedený trénink sice vykazovali na konci intervence zlepšení sledovaných parametrů, nicméně zlepšení kontrolní skupiny bylo mnohem výraznější. V případě rychlosti chůze byly výsledky kontrolní skupiny dokonce dvakrát lepší. V ostatních parametrech (6 minutový test chůze, BBS, stoj na paretické končetině, asymetrie délky kroku) při výstupním vyšetření tak dramatické rozdíly pozorovány nebyly (Hornby et al., 2008, s. 1788 – 1789).

7.1.3 Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu v porovnání s terapií na chodících pásech

Dle některých studií porovnávajících terapii lokomoce na chodících pásech na Lokomatu bez jakéhokoli dalšího nácviku chůze, se roboticky vedená chůze jeví výhodnější. Dle výzkumu od Bang a Shin (2016) s probandy v subakutním stádiu CMP dosáhla experimentální skupina statisticky významných výsledků ve většině sledovaných parametrů. Konkrétně se jednalo o rychlost chůze, kadenci, délku kroku, trvání dvouoporové fáze a BBS. Statisticky významné zlepšení však bylo pozorováno také u kontrolní skupiny, která absolvovala trénink na páse, nicméně u probandů na Lokomatu byly změny výraznější. Autoři proto uvádějí, že by mohla být robotická terapie efektivnější než na chodícím páse (Bang a Shin, 2016, s. 347).

Westlake a Patten (2009) ve své pilotní studii s 16 pacienty v chronickém stádiu taktéž pozorovali rozdíly výsledků terapie mezi skupinou s terapií na Lokomatu v porovnání s jedinci na chodícím páse s manuálním vedením končetin. U skupiny s roboticky vedenou chůzí se signifikantně zlepšila rychlost chůze, délka kroku paretickou končetinou, balanční schopnosti a skóre FMA, kdežto u druhé skupiny probandů bylo jediné signifikantní zlepšení v balančních schopnostech (BBS). Lepší výsledky této škály u obou skupin si autoři vysvětlují tím, že chůze na páse, ať už s robotickým či manuálním vedením, je zdrojem neustálých konfliktních sensorických vstupů. Proprioceptory ve svalech dolních končetin signalizují pohyb, kdežto vestibulární a zrakový systém informují o relativně neměnné se pozici v prostoru. Principiálně se tedy jedná o multisenzorický trénink. CNS je při chůzi na páse neustále nuceno se vyrovnávat s náročnými sensorickými situacemi, což může ve výsledku přispět ke zlepšení stability Westlake a Patten (2009).

Vzhledem k úspěšným výsledkům terapie na Lokomatu autoři zdůrazňují význam roboticky vedené chůze u těžších stavů s ohledem na fyzickou zátěž na fyzioterapeuty a nebezpečí zranění. Dokonce v rámci jejich výzkumu došlo k lézi rotátorové manžety terapeuta pracujícího se skupinou pacientů na chodícím pásu, čemuž by robotika mohla pomoci zamezit (Westlake a Patten, 2009).

7.1.4 Evidence o efektivitě terapie chůze na Lokomatu jako doplňku konvenční terapie

Mayr et al. (2018) porovnávali efektivitu využití Lokomatu a tréninku chůze volně v prostoru coby doplňků ke konvenční fyzioterapii u subakutních pacientů. Při kombinaci těchto dvou přístupů s konvenční terapií nebyl pozorován mezi skupinami na konci experimentu statisticky

významný rozdíl. Autoři u probandů vyšetřovali několik klinických testů, kterými byly Rivermeadský motorický index (The Rivermead Motor Index) k určení míry disability vzhledem k tělesné mobilitě; The Mobility Milestones, který vyšetřuje 5 funkčních úkolů (stabilita v sedě trvajícím 1 minutu, stabilita ve stoje na 10 sekund, 10 samostatných kroků, 10 metrů chůze a 6 minut chůze); dále The Hochzirl Walking Aids Profile hodnotící nutnou míru asistence lokomoce a Emory Functional Ambulation Profile, který zahrnuje měření času chůze v 5 různých podmínkách. Skóre získané v těchto klinických testech obou skupin bylo však bylo na konci experimentu srovnatelné (Mayr et al., 2018, s. 823 – 824).

Belas dos Santos et al. (2018) provedli studii s chronickými pacienty po CMP s projevy ataxie. Experimentální skupina navíc ke konvenční terapii absolvovala chůzi na Lokomatu, skupina kontrolní podstupovala jako doplněk k terapii chůzi v prostoru s asistencí fyzioterapeuta. Sledovány byly však zcela jiné hodnoty, než u předchozí studie. Autoři u probandů vyšetřovali TUG, BBS, FIM a škálu pro hodnocení ataxie (Scale for the Assessment and Rating of Ataxia). U obou skupin pacientů došlo k signifikantnímu zlepšení všech výsledků nicméně ani v obraze těchto testů nebyl mezi skupinami prokázán signifikantní rozdíl (Belas dos Santos et al., 2018).

Efektivitu podobné formy intervence (konvenční terapie a k ní jako přídatná procedura chůze na Lokomatu a konvenční terapie doplněná chůzí asistovanou terapeutem) zkoumali také van Nunen et al. (2014). Tato studie se od předchozí zmíněné lišila zejména stádiem onemocnění probandů, protože do tohoto experimentu byli zahrnuti pacienti v subakutní fázi CMP. Autoři však došli k obdobnému závěru. U všech sledovaných parametrů obou skupin pacientů bylo na konci intervence zjištěno signifikantní zlepšení, nicméně byly výsledky skupin srovnatelné (van Nunen et al., 2014, s. 3 – 5).

7.1.5 Svalová aktivita dolních končetin při tréninku chůze na Lokomatu v obraze elektromyografie

Při tréninku na Lokomatu lze přizpůsobit řadu parametrů zařízení. Kromě uzpůsobení rozsahů pohybu v jednotlivých kloubech, lze nastavit také optimální rychlost ortéz a chodícího pásu, míru odlehčení tělesné hmotnosti či tzv. vodící sílu, která udává, jakou měrou napomáhá robot generaci lokomočních pohybů a nakolik k ní přispívá pacient vlastní aktivitou (Riener et al., 2010, s. 201 – 203).

Vzhledem k narůstající oblíbenosti Lokomatu v terapii chůze se nabízí otázka, nakolik fyziologický je lokomoční vzor generovaný tímto robotem. Vyšetřováním svalových synergií

při roboticky vedené chůzi pomocí EMG bylo zjištěno, že na Lokomatu dochází u některých svalů k abnormálně větší či menší aktivitě (Cherni et al., 2021, s. 2973; van Kammen et al., 2017).

Jednotlivé studie se však ve svých výsledcích liší, což může být dáno odlišnou skladbou výzkumných skupin (pacienti po CMP, zdraví lidé), či tělesnou konfigurací probandů (Cherni et al., 2021, s. 2976). Při vyšetřování pacientů po CMP byla naměřena abnormálně vyšší aktivita musculus biceps femoris a vastus lateralis na paretické straně a musculus biceps femoris a gluteus medius na nepostižené končetině (van Kammen et al., 2017). U měření zdravých jedinců byla při chůzi na Lokomatu zjištěna abnormálně vyšší aktivita musculus rectus femoris a gluteus medius v porovnání s chůzí na páse bez vedení končetin. Došlo taktéž téměř k vymizení aktivity musculus gastrocnemius medialis a musculus semitendinosus. Při chůzi na páse je však pozorován pokles aktivity také. Možnou příčinou zvýšení aktivity rectu femoris a gluteus medius by mohla být diskrepance mezi pacientem zamýšlenou pozicí segmentu a pozicí, ve které se segment reálně nacházel díky vedení končetiny Lokomatem. Autoři studie toto možné vysvětlení podkládají tím, že při menším odlehčení tělesné hmotnosti došlo k poklesu aktivity zmíněných svalů. Změny odlehčení pacienta a vodící síly ortéz však mají mnohem menší vliv na svalovou aktivitu, než Lokomat samotný (Cherni et al., 2021, s. 2973 – 2975).

Van Kammen et al. (2020) ve své studii zkoumali, jakým způsobem jednotlivé parametry Lokomatu ovlivňují svalovou aktivitu jedince. Z experimentu vyplynulo, že jediný parametr, který má vliv na zvýšení svalové aktivity paretické i neparetické končetiny, je rychlost. Snížení odlehčení hmotnosti a menší vodící síla ortéz měly na změnu svalové aktivity na postižené i zdravé straně jen malý vliv. Autoři proto doporučují v rámci terapie prioritně navyšovat rychlost pásu či motivovat pacienta k vyvíjení větší aktivity prostřednictvím her ve virtuální realitě (van Kammen et al., 2020).

7.1.6 Hlavní význam terapie chůze na Lokomatu

Znovunabytí schopnosti chodit bez závislosti na okolí je jeden z hlavních cílů pacientů po iktu (Bohannon, 1988 in Mehrholz et al., 2017, s. 6). Jako hlavní benefit tréninku na Lokomatu většina autorů zmiňuje právě vyšší stupeň samostatnosti chůze a zlepšení rovnovážných schopností jedinců na konci intervence (Moucheboeuf et al., 2020, s. ; Mehrholz et al., 2017, s. 18). Tento efekt byl pozorován jak u pacientů v subakutní, tak v chronické fázi CMP (Baronchelli et al., 2021).

Z roboticky asistované chůze coby doplňku k individuální fyzioterapii mají zřejmě srovnatelný benefit pacienti po ischemickém i hemoragickém CMP. Dierick et al. (2017) ve své studii zkoumali vliv tréninku na Lokomatu na zlepšení stability a schopnosti chůze u pacientů s ischemickou etiologií CMP v porovnání s jedinci s hemoragickým CMP. Většina sledovaných hodnot se u obou skupin zlepšila srovnatelnou měrou, kromě FAC a Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment, ve kterých se signifikantně více zlepšili pacienti s hemoragickou etiologií. Tato studie je však zatím jediná, která zkoumala rozdíl přínosu roboticky asistované chůze s ohledem na etiologii CMP (Dierick et al., 2017).

Dle výsledků metaanalýz (Baronchelli et al., 2021; Moucheboeuf et al., 2020, s. 525; Mehrholz et al., 2017, s. 18; Bruni et al., 2017) se v terapii jeví jako nejeftektivnější pro zvýšení stupně samostatnosti lokomoce pacientů po CMP kombinovat konvenční fyzioterapii a roboticky asistovaný trénink chůze. Autoři zároveň zdůrazňují, že je pro dosažení lepších výsledků důležité zahájit terapii co nejdříve. Důvodem je zjištění, že subakutní pacienti mají z roboticky vedené lokomoce výraznější benefit, než je tomu u jedinců s již chronickou CMP (Bruni et al., 2017, s. 15 – 17; Mehrholz et al., 2017, s. 18).

Protože však autoři jednotlivých studií volí zásadně odlišné designy výzkumů, sledované parametry, testy a škály, plány terapií a liší se také ve stádiu onemocnění probandů, je velice obtížně vyvodit z výsledků těchto experimentů jednoznačný závěr, zda a jak velkou měrou je Lokomat vhodným prostředkem k terapii chůze u pacientů po CMP (Mehrholz et al. 2017, s. 20; Louie a Eng, 2016).

7.1.7 Limity roboticky asistované chůze

Ačkoli se čím dál více prokazují pozitivní přínosy roboticky asistované lokomoce (Baroncelli et al., 2021), je poukazováno také na její limity. Zmiňována bývá zejména nedostatečná kontrola iniciace kroku pacientem, neuspokojivě variabilní zrakově-prostorový tok v porovnání s chůzí volně v prostoru a chabá aktivní participace jedince, která je potřebná pro aktivní učení (Dobkin a Duncan, 2012, s.312 – 313; Dobkin, 2006, s. 154 – 157; Baroncelli et al., 2021; Hornby et al., 2008, s. 1790). Existují také námitky k nefyziologickým svalovým synergiím, které jsou generovány při chůzi na Lokomatu (Cherni et al., 2021, s. 2978).

7.2 Diskuse výsledků diplomové práce

Cílem této diplomové práce bylo porovnat efektivitu terapie chůze pacientů po CMP na zařízení Lokomat a Zebris. U obou skupin pacientů bylo pozorováno objektivní zlepšení několika zkoumaných parametrů, přičemž u některých výsledků kontrolní skupiny bylo pozorované zlepšení statisticky signifikantní.

7.2.1 Vliv terapie chůze na Lokomatu na délku kroku

Délka kroku má při chůzi spolu s rychlostí a kadencí význam pro stabilitu jedince. Zdravé osoby jsou při změně zevních podmínek schopny patřičně adaptovat tyto časoprostorové parametry a upravit tím vzor chůze tak, aby zabezpečili zachování bezpečnosti lokomoce (Hak et al., 2013). Délka kroku je předpokladem pro zvýšení rychlosti chůze (Perry a Burnfield, s. 708), přičemž schopnost jít rychlostí minimálně 2,9 km.h⁻¹ (0,8 m.s⁻¹) je základ bezpečné chůze (Perry et al., 1995, s. 985 – 986). Uvádí se, že u pacientů po CMP dochází průměrně ke zkrácení kroku přibližně na 0,5 – 0,6 metru (Thaut et al., 2007, s. 456), kdežto u zdravých jedinců se průměrná délka kroku pohybuje v rozmezí 1,1 – 1,4 metru (Hollman, McDade a Petersen, 2011, s. 115; Perry a Burnfield, 2010, s. 708). Nedostatečnost adaptability chůze ve smyslu neschopnosti prodloužení kroku, případně zvýšení kadence a s nimi související navýšení rychlosti chůze pozorujeme u jedinců s tendencemi k pádům, kam lze zařadit také pacienty po CMP (Weerdesteyn et al., 2008).

U jedinců s poruchou chůze následkem iktu pozorujeme vyšší kadenci a zkrácení délky kroku při nízké rychlosti (Brandstater et al., 1984, s. 584; Schroeder et al., 1995, s. 29). U pacientů zařazených do studie v rámci této diplomové práce bylo zjištěno průměrné hodnoty 38,67 cm u experimentální a 50,86 cm u kontrolní skupiny při vstupním měření a hodnoty 58,3 cm u experimentální a 76,14 cm u kontrolní skupiny při výstupním měření. Z hlediska normy nedosáhla ani jedna skupina pacientů referenčních hodnot, nicméně v obou případech došlo k objektivnímu zlepšení. U kontrolní skupiny, která absolvovala trénink chůze na chodícím páse Zebris byla změna v prodloužení kroku statisticky signifikantní ($p = 0,03$). Tato skutečnost má pravděpodobně souvislost také s nárůstem rychlosti chůze, která byla taktéž pozorována u obou skupin (viz kapitola 7.2.2). Výsledky experimentální skupiny nebyly statisticky významné ($p = 0,22$).

7.2.2 Vliv terapie chůze na Lokomatu na rychlost chůze

Rychlost chůze je významným ukazatelem motorické úpravy po CMP, zároveň také soběstačnosti jedince a nárůstu svalové síly (Perry et al., 1995 in Lauzière et al., 2014; Krobot a Hereitová, 2020, s. 523; Hsu, Tang a Jan, 2003, s. 1188). Souvisí taktéž s bezpečností chůze (Perry et al., 1995, s. 985 – 986) zmíněnou v předchozí kapitole.

V této práci byla měřena rychlost při chůzi na páse a při chůzi po chodbě pomocí testů 10MWT a TUG.

Při chůzi na páse volili probandi u vstupního i výstupního vyšetření zásadně nižší rychlost, než při chůzi po chodbě. Průměrná rychlost experimentální skupiny na páse při V1 byla $0,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, na chodbě $2,82 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; při V2 $1,17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na páse a $3,09 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ na chodbě. U kontrolní skupiny byla naměřena průměrná rychlost na páse při V1 $1,1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, na chodbě $3,97 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; při V2 byla průměrná rychlost na páse $1,66 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a na chodbě $4,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. To je ve shodě se studií od Schmitt et al. (2021, s. 471), kteří zkoumali rozdíly v kvalitě provedení chůze u zdravých dospělých v různých podmínkách, a to v interiéru, na chodícím páse a v exteriéru. Na chodícím páse jedinci dosahovali nižších rychlostí a obecně horších výsledků parametrů chůze, než v ostatních dvou situacích. Na páse docházelo například také k prodloužení dvouoporové fáze a ke zkrácení kroku. K obdobným výsledkům dospěli také Hollman et al., (2016, s. 207 – 208). Žádná z těchto studií však nezmiňuje možné příčiny tohoto jevu. Pravděpodobně by jej mohla způsobovat kombinace několika faktorů. Pro mnohé pacienty bylo vstupní měření vůbec první zkušenost s chodícím pásem, a tak může hrát roli také nervozita či strach. Nácvik chůze na páse navíc vyžaduje určitý čas, který byl při měřeních nedostatečný. Dalším faktorem mohl být také fakt, že při chůzi jde jedinec po pohyblivém povrchu a jedná se tedy o balančně náročnou situaci. Problémem může být také vznik inter-senzorického konfliktu (jedinec jde, ale zůstává prakticky stále na místě). Zmíněné možné příčiny horších výkonů na chodícím páse než při chůzi na chodbě mohou také ovlivňovat výsledky experimentální skupiny, která se, na rozdíl od skupiny kontrolní, setkala s pásem bez vedení dolních končetin robotem pouze u vstupního a výstupního měření a neměla tak možnost si na něj zvyknout. Po statistickém vyhodnocení výsledků experimentální skupina nedosáhla statisticky významného zlepšení ($p = 0,13$), kdežto kontrolní skupina ano ($p = 0,03$).

Při chůzi po chodbě dosáhly při výstupním vyšetření obě skupiny v rámci 10MWT průměrné rychlosti vyšší než $2,9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, což je, mimo jiné, ukazatelem zvýšení bezpečnosti lokomoce (Perry et al., 1995, s. 985 – 986). V experimentální skupině překročil tuto hranici bezpečné rychlosti pouze jeden ze tří probandů, což byl také jedinec, který byl schopen poměrně

rychlé chůze již na začátku intervence (přibližně 4,7 km.h⁻¹). Ostatní dva pacienti u vstupního vyšetření nepřesáhli rychlost 2 km.h⁻¹, u výstupního vyšetření dosáhli rychlosti 2,31 a 2,35 km.h⁻¹, a to při vyšším stupni samostatnosti chůze. Navzdory statisticky nesignifikantním výsledkům ($p = 0,37$) lze i takového zlepšení považovat za úspěch.

Kontrolní skupina dosahovala od začátku bezpečné rychlosti chůze. Při vstupním vyšetření byla naměřena průměrná rychlost skupiny při 10MWT 3,97 km.h⁻¹ a při výstupním vyšetření 4,7 km.h⁻¹. Taktéž u kontrolní skupiny však byl nárůst rychlosti oproti vstupnímu měření nesignifikantní ($p = 0,096$).

Hypotéza týkající se vlivu terapie chůze na Lokomatu na chůzi v obraze TUG testu nebyla testována. Důvodem byla chybějící data u dvou ze tří probandů experimentální skupiny, pro které bylo z hlediska jejich funkčního stavu nemožné test absolvovat. Pomocí TUG lze vyšetřit mobilitu, stabilitu, schopnost chůze a riziko pádu (Shirley Ryan AbilityLab, 2013). Může být tedy užitečným ukazatelem zlepšování funkčního stavu jedince v čase. Ukazuje se, že nejvyšší riziko pádu u pacientů po CMP je při přesunech (např. z lůžka na vozík, vstávání z WC, obecně vstávání ze sedu do stoji) (Suzuki et al., 2005, s. 559). Skutečnost, že pacienti experimentální skupiny zahrnuti do studie v rámci této práce na začátku intervence nebyli schopni TUG vůbec provést, kdežto po terapii jej bez problémů absolvovali (navíc na vyšším stupni samostatnosti chůze), poukazuje na nezanedbatelné zlepšení funkčního stavu. Ve výsledcích TUG testu kontrolní skupiny byly zaznamenány statisticky významné změny ($p = 0,022$).

7.2.3 Vliv terapie chůze na Lokomatu na zkrácení dvouoporové fáze

Přibližně u poloviny pacientů s poruchou chůze následkem prodělání CMP dochází k asymetrii trvání jednotlivých fází krokového cyklu (Patterson et al., 2007, s. 307). Pro objektivizaci tohoto jevu jsou nejčastěji sledovanými parametry trvání švihové, stojné, jednooporové a dvouoporové fáze. Z hlediska stojné fáze je podstatné neopomenout, že sestává z dvouoporové a jednooporové fáze, přičemž druhá zmíněná přímo souvisí se švihovou fází kontralaterální končetiny. Popisování asymetrie trvání švihové a stojné fáze proto nereflektuje dva rozdílné aspekty řízení chůze (fázický pohyb a stabilita končetiny při sólo stoji). Například dva různí pacienti mohou mít stejnou asymetrii trvání těchto dvou fází, nicméně jeden z nich bude mít porušenou stabilitu stojné (paretické) dolní končetiny v jednooporové fázi, kdežto druhý jedinec bude mít problém vykonat švihový pohyb paretické končetiny kupředu. Vhodnější je proto pro popis asymetrie trvání fází krokového cyklu využít hodnoty trvání švihové a dvouoporové fáze zvlášť (Lauzière et al., 2014).

Dvouoporová fáze bývá u pacientů po CMP patologicky prodloužená (Brandstater et al., 1983, s. 584). Jedná se o úsek krokového cyklu, kdy se paretická končetina nachází posteriorně od neparetické. Na paretické končetině tedy probíhá předšvihová fáze, kdy by mělo docházet k vyvíjení síly k odrazu chodidla, zatímco na kontralaterální straně je absorbována energie po úderu paty (Perry a Burnfield, 2010, s. 33). Možnou příčinou prodloužení dvouoporové fáze by mohla být nedostatečná síla plantárních flexorů paretické končetiny, která je esenciální pro odraz, který poté trvá déle a zároveň resultuje ve zpoždění iniciace švihové fáze a dalších nefyziologických fenoménů (viz kapitola 2.2.) (De Quervain et al., 1996 in Lauzière et al., 2014).

Fyziologické trvání obou dvouoporových fází se pohybuje okolo 23 % celého krokového cyklu, přičemž jedna dvouoporová fáze přispívá zhruba 10 % (Kharb et al., 2011, s. 79; Iosa et al., 2013). U pacientů zařazených do výzkumu v rámci této práce byla při vstupním měření zjištěna následující průměrná trvání dvouoporové fáze – 40,93 % u experimentální a 38,51 % u kontrolní skupiny. U výstupního měření byl u experimentální skupiny zjištěn pokles na 33,37 % u experimentální a u kontrolní skupiny lehký nárůst na 40,54 %. Zkrácení trvání dvouoporové fáze u experimentální skupiny však nebyl statisticky signifikantní.

7.2.4 Vliv terapie chůze na Lokomatu na symetrizaci zatížení končetin ve stoji

Následkem hemiparézy může docházet u pacientů po CMP při klidném stoji k asymetrickému zatížení dolních končetin s posunem těžiště směrem k neparetické straně (Laufer et al., 2003, s. 207; Szopa et al., 2017, s. 2059). Kromě toho jsou přítomny větší výchylky COP, což svědčí pro posturální nestabilitu. Nesymetrické je také přispění dolních končetin v řešení balančních strategií (Sheikh, Azarpazhooh a Hosseini, 2017). V terapii je snaha naučit pacienta přesouvat hmotnost těla také na postiženou stranu a rovnoměrně zatížit dolní končetiny. Tato dovednost je důležitá pro symetrickou posturu a zajištění balance (Lee et al., 2012 in Kim a Cha, 2015).

Asymetrické zatížení končetin v klidném stoji může přispět také k asymetrii lokomoce. Je popisován vliv zejména na nestejnou délku kroku paretickou končetinou a na snížení rychlosti chůze. Odráží se však také v dalších časoprostorových a kinematických parametrech (Szopa et al., 2017, s. 2060).

U pacientů experimentální ani kontrolní skupiny nebylo pozorováno statisticky významné snížení asymetrie zatížení dolních končetin. U skupiny probandů, kteří absolvovali terapii na Lokomatu, bylo dokonce zjištěno zvýraznění asymetrie (u V1 byl rozdíl 14,67 %, u V2 20,67 %). Tato skutečnost však může být dána nestejnými podmínkami jednotlivých

měření, kdy u vstupního vyšetření byli všichni tři jedinci jištěni závěsem, kdežto k výstupního jej již nepotřeboval ani jeden z nich. U kontrolní skupiny zůstala průměrná asymetrie prakticky stejná (u V1 bylo naměřeno 17,14 %, u V2 17,43 %).

7.2.5 Vliv terapie chůze na Lokomatu na samostatnost chůze

Všechny výše diskutované parametry chůze se zrcadí v míře samostatnosti lokomoce (Baronchelli et al., 2021). Pro popis schopnosti samostatné chůze byla v této práci využita kategorizace FAC, která umožňuje začlenit pacienta do jedné ze 6 kategorií dle míry jeho nezávislosti na okolí a lze tak sledovat změny jeho funkčních schopností v čase (Bastlová et al., 2015, s. 24).

Na začátku intervence se rozptyl FAC všech zúčastněných pacientů pohyboval mezi kategoriemi 1 až 4. Probandi zařazení do experimentální skupiny vykazovali vyšší míru závislosti na okolí (FAC 1 – 3, průměrně 2), probandi kontrolní skupiny byli na začátku závislí o něco méně (FAC 2 – 4, průměrně 3). Při výstupním měření bylo pozorováno zlepšení u všech pacientů zařazených do studie. U obou skupiny byla při výstupním vyšetření zjištěna průměrná kategorie 4, což znamená, že je jedinec schopen jít po rovném povrchu bez manuálního kontaktu jiné osoby a je vyžadována pouze supervize (Bastlová et al., 2015, s. 24). Ačkoli změna v samostatnosti chůze u experimentální skupiny nebyla statisticky významná ($p = 0,1$), má zřejmě Lokomat na větší míru nezávislosti v lokomoci vliv. K obdobnému závěru došla také řada studií, které se taktéž zabývaly efektivitou tohoto zařízení v terapii hemiparetické chůze po CMP (Tamburella et al., 2019; Husemann et al., 2007, s. 351; Uçar, Paker a Buğdaycı, 2014, s. 451).

7.3 Přínos pro praxi

Jednotlivé studie se ohledně efektivity Lokomatu ve svých výsledcích rozcházejí, čímž jeho význam v terapii chůze u pacientů po iktu není zcela jednoznačný. Nicméně u všech jedinců zařazených do studie v rámci této diplomové práce bylo pozorováno měřitelné zlepšení kvality chůze, přestože výsledky nevycházely statisticky signifikantní. Velmi uspokojivá byla zejména velice pozitivní zpětná vazba od pacientů, kteří si pochvalovali nejen průběh terapie samotné, ale zejména její výsledek. Zvláště schopnost větší samostatnosti chůze měl pro ně velký význam a působil také motivačně pracovat dále na zlepšení jejich funkčního stavu. Díky Lokomatu mohli probandi zažít vjem z normální chůze, které v danou chvíli nebyli samostatně schopni

dosáhnout. Všichni tři jedinci tuto skutečnost vnímali jako psychickou podporu a na terapii se těšili. Tento pozitivní pohled ze strany pacientů jsme vnímali jako jeden z velice podstatných přínosů roboticky asistované chůze.

Výhodou terapie chůze na Lokomatu je, že ji lze s výhodou aplikovat u pacientů s těžkou poruchou chůze. Je-li trénink lokomoce prováděn pomocí manuálního vedení končetin terapeuty, je pro terapeuty i pacienty velice náročný a doba jeho trvání bývá proto spíše krátká (Riener et al., 2010, s. 199). Pro obnovu chůze je ovšem doporučeno dosahovat několika set opakování krokového cyklu během každé terapeutické jednotky, což je v případě manuálního vedení končetin velice těžko dosažitelné. Využitím Lokomatu je toto možné pacientům poskytnout (Pohl et al., 2007, s. 23).

Terapie na Lokomatu by však měla být pouze doplňkem k existujícím rehabilitačním postupům, nikoli jejich náhradou. Roboticky asistovanou chůzí není totiž možné ovlivnit takové aspekty, jako je iniciace a zastavení, překonávání překážek, pohyb v rozličných typech terénu či po schodech (Wallard et al., 2015, s. 219). Při srovnání konvenčního tréninku chůze s terapií chůze pouze na Lokomatu dokonce dosáhla lepších výsledků ta skupina pacientů, která podstoupila standardní rehabilitaci (Hidler et al., 2009, s. 9 – 10).

7.4 Limity práce

Limity této diplomové práce pramení zejména z opatření, která musela být na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc přijata v době pandemie covidu-19. Z důvodů těchto opatření byla část oddělení, kde se nachází kineziologická laboratoř, opakovaně uvolněna pro účely jiného pracoviště. Dalším omezením průběhu výzkumu byly také poruchy na zařízení Lokomat, které uvedly na nějaký čas robota mimo provoz. Tyto okolnosti ovlivnily nábor probandů do studie.

Limitem práce byl také poměrně významný rozdíl ve funkčním stavu mezi pacienty experimentální a kontrolní skupiny. Tento limit byl způsoben slepou randomizací, nicméně mohl zkreslit výsledky studie.

Problematická mohla být také nejednotnost testovacích podmínek jednotlivých pacientů, která vyplývala z jejich fyzických možností. Někteří jedinci měli například při vyšetření na páse Zebris závěs pro odlehčení tělesné hmotnosti, kdežto jiní se pouze přidržovali madel. Různé byly také podmínky vstupního a výstupního měření v rámci testování jednoho daného pacienta, kdy byl proband na konci intervence schopen samostatnější chůze než na začátku a závěs

či opora o horní končetiny byly proto odstraněny. Tato skutečnost mohla způsobit horší výsledky některých naměřených parametrů u V2.

Závěr

Problematicke efektivity využití robotické ortézy Lokomat v terapii chůze pacientů po CMP se dosud věnovalo poměrně malé množství studií. Tyto studie se navíc od sebe ve zkoumaných parametrech, pojetím intervence i stádiu onemocnění probandů velmi liší a není proto jednoduché z dosavadní evidence vyvodit jednoznačný závěr.

V rámci této diplomové práce byl porovnáván trénink chůze na Lokomatu s terapií na chodícím páse Zebris. Pacientům byla zároveň poskytována individuální fyzioterapie. Výsledky výzkumu svědčí pro efektivitu obou přístupů. Terapie na Lokomatu však v porovnání s terapií na páse bez robotického vedení dolních končetin nepřinesla statisticky významné výsledky.

Za hlavní přínos roboticky vedené chůze byla v rámci této práce považována větší míra samostatnosti chůze, což je v souladu také s výsledky jiných studií. U všech probandů experimentální skupiny byla na konci intervence pozorována výrazně větší samostatnost chůze. Tohoto zlepšení bylo dosaženo také u jedinců, jejichž funkční kapacita byla na začátku experimentu velice nízká.

U pacientů experimentální skupiny byl zjištěn také nárůst rychlosti chůze na páse a při 10MWT, prodloužení kroku a zkrácení dvouoporové fáze krokového cyklu. Všechny tyto parametry měly zřejmě vliv na zmíněné zlepšení samostatnosti chůze. Terapie na Lokomatu by mohla mít efekt také na zlepšení stability. U vstupního vyšetření nebyli pacienti schopni absolvovat TUG test, kdežto u výstupního měření jej bez problému zvládli, a to na vyšším stupni samostatnosti chůze. Neukázalo se však, že by měl trénink na Lokomatu efekt na snížení asymetrie zatížení dolních končetin v klidném stoji.

Kontrolní skupina, která jako doplněk k individuální fyzioterapii absolvovala terapii chůze na chodícím páse Zebris, dosáhla signifikantního zlepšení v rychlosti chůze na páse, v samostatnosti lokomoce, prodloužení kroku a probandi dosáhli rovněž signifikantně lepších výsledků TUG testu. Pacienti kontrolní skupiny se oproti vstupnímu vyšetření zlepšili také v naměřených hodnotách 10MWT, rozdíl však nebyl statisticky signifikantní. Vliv na zkrácení dvouoporové fáze a snížení asymetrie zatížení dolních končetin v klidném stoji nebyl prokázán.

Na základě těchto výsledků lze terapii chůze na Lokomatu jako doplněk konvenční terapie považovat za účinnou metodu. Přesto však je důležité mít na paměti, že tento přístup vzhledem k povaze roboticky asistované lokomoce nedokáže rozvíjet schopnost pohybovat se v náročnějším terénu a není proto vhodné omezit nácvik chůze pouze na robotický trénink.

Tato diplomová práce by i přes malé množství probandů mohla přispět k evidenci významu terapie chůze na Lokomatu u pacientů po CMP. Pro další výzkumy by bylo žádoucí pracovat s větším souborem pacientů. Do budoucna by mohlo být také přínosné sledovat parametry, které již byly hodnoceny v předchozích studiích, aby bylo možné konkrétněji objasnit vliv roboticky vedené chůze na jednotlivé komponenty chůze.

Referenční seznam

- A. GUILLOT, A., LEBON, F., ROUFFET, D., CHAMPELY, S., DOYON, J., COLLET, C. 2007. Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology* [on-line]. 66, 18 – 27 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi:10.1016/j.ijpsycho.2007.05.009.
- ADLER, S. S., BECKERS, D., BUCK, M. 2008. *PNF in Practice: An Illustrated Guide* (3. vydání). Heidelberg: Springer Medizin Verlag. ISBN 978-3-540-73901-2.
- ALASHRAM, A. R., ANNINO, G., PADUA, E. 2021. Robot-assisted gait training in individuals with spinal cord injury: A systematic review for the clinical effectiveness of Lokomat. *Journal of Clinical Neuroscience* [on-line]. 91, 260 – 269 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.07.019>.
- ALHAKEEM, N., OUELLETTE, E. A., TRAVASCIO, F., ASFOUR, S. 2020. Surgical Intervention for Spastic Upper Extremity Improves Lower Extremity Kinematics in Spastic Adults: A Collection of Case Studies. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [on-line]. 21 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00116>.
- ANDERSON, O., GRILLNER, S. 1983. Peripheral control of the cat's step cycle. II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during “fictive locomotion”. *Acta Physiologica* [on-line]. 118 (3), 229 – 239 [cit. 2021-11-6]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1983.tb07267.x>.
- AURICH-SCHULER, T., GUT, A., LABRUYÈRE, R. 2019. The FreeD module for the Lokomat facilitates a physiological movement pattern in healthy people – a proof of concept study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 16 (26) [cit. 2022-05-10]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0496-x>.
- AUSBORN, J., SHEVTSOVA, N. A., CAGGIANO, V., DANNER, S. M., RYBAK, I. A. 2019. Computational modeling of brainstem circuits controlling locomotor frequency and gait. *eLife* [on-line]. 8 [cit. 2021-11-16]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.7554/eLife.43587>.
- BALABAN, B., TOK, F. 2014. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R* [on-line]. 6 (7), 635 – 642 [cit. 2021-12-11]. Dostupné z doi:10.1016/j.pmrj.2013.12.017.

- BALLESTEROS, M. L. F., BUCHTHAL, F., ROSENFALCK, P. 1965. The Pattern of Muscular Activity During the Arm Swing of Natural Walking. *Acta Physiologica Scandinavica* [on-line]. 63(3), 296 – 310 [cit. 2021-11-7]. Dostupné z doi:10.1111/j.1748-1716.1965.tb04069.x.
- BANG, D. H., SHIN, W. S. 2016. Effects of robot-assisted gait training on spatiotemporal gait parameters and balance in patients with chronic stroke: A randomized controlled pilot trial. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 38, 343 – 349 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: 10.3233/NRE-161325.
- BARONCHELLI, F., ZUCHELLA, C., SERRAO, M., INTISO, D., BARTOLO, M. 2021. The Effect of Robotic Assisted Gait Training With Lokomat® on Balance Control After Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Neurology* [on-line]. 12 [cit. 2022-05-04]. Dostupné z doi: 10.3389/fneur.2021.661815.
- BARZI, Y. E., ZEHR, P. 2008. Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke. *Clinical Neurophysiology* [on-line]. 119 (6), 1443 – 1452 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.02.016>.
- BASTLOVÁ, P. 2018. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace* (2. vydání). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5301-9.
- BASTLOVÁ, P., TOMSOVÁ, J., ZELENÁ, A., JURUTKOVÁ, Z. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeutu*. 2015. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.
- BELAS DOS SANTOS, M., DE OLIVEIRA, C. B., DOS SANTOS, A., PIRES, C. G., DYLEWSKI, V., ARIDA, R. M. 2018. A Comparative Study of Conventional Physiotherapy versus Robot-Assisted Gait Training Associated to Physiotherapy in Individuals with Ataxia after Stroke. *Behavioural Neurology* [on-line]. [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1155/2018/2892065>.
- BELOOZEROVA, I. N., SIROTA, M. G. 1993. The role of the motor cortex in the control of accuracy of locomotor movements in the cat. *The Journal of Physiology* [on-line]. 461, 1 – 25 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: 10.1113/jphysiol.1993.sp019498.
- BOBATH, B. 1990. *Adult Hemiplegia Evaluation and Treatment: Evaluation and Treatment* (3. vydání). Oxford: Heinemann Medical Books. ISBN: 9780750601689.

BONNYAUD, C., ZORY, R., BOUDARHAM, J., D., PRADON, BENSMAIL, D., ROCHE, N. 2014. Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Experimental Brain Research* [on-line]. 232, 31 – 42 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z doi: 0.1007/s00221-013-3717-8.

BRANDSTATER, M. E., DE BRUIN, H., GOWLAND, C., CLARK, B. M. 1983. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 64 (12), 583 – 587 [cit. 2021-12-13]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Hubert-Debruin/publication/16535351_Hemiplegic_gait_Analysis_of_temporal_variables/links/5764576b08ae421c44830192/Hemiplegic-gait-Analysis-of-temporal-variables.pdf.

BRENIÈRE, Y., BRIL, B. 1998. Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research* [on-line]. 121 (3) , 255 – 262 [cit. 2021-08-23]. Dostupné z doi: 10.1007/s002210050458.

BROWNSTONE, R. M., CHOPEK, J. W. 2018. Reticulospinal Systems for Tuning Motor Commands. *Frontiers in Neural Circuits* [on-line]. [cit. 2021-11-18]. Dostupné z doi: 10.3389/fncir.2018.00030.

BRUNI, M., F., MELEGARI, C., DE COLA, M. C., BRAMANTI, A., BRAMANTI, P., CALABRÒ, R. S. 2018. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience* [on-line]. 48, 11 – 17 [cit. 2021-12-27]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2017.10.048>.

BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 22 (2), 70–78 [cit. 2022-01-02]. 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>.

CALANCIE, B. 2006. Calancie B. 2006. Spinal myoclonus after spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Injuries* [on-line]. 29 (4), 413 – 24 [cit. 2021-11-6]. Dostupné z doi: 10.1080/10790268.2006.11753891.

CHANG, W. H., KIM, Y. H. 2013. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke* [on-line]. 15 (3), 174 – 181 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z doi: <http://dx.doi.org/10.5853/jos.2013.15.3.174>.

- CHAPARRO-RICO, B. D. M., CAFOLLA, D., TORTOLA, P., GALARDI, G. 2020. Assessing Stiffness, Joint Torque and ROM for Paretic and Non-Paretic Lower Limbs during the Subacute Phase of Stroke Using Lokomat Tools. *Applied Sciences* [on-line]. 10 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi:10.3390/app10186168.
- CHEN, B., PATTEN, C. 2008. Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 41, 877 – 883 [cit. 2021-11-7]. Dostupné z doi:10.1016/j.jbiomech.2007.10.017.
- CHEN, C.-L., CHEN, H.-C., TANG, S. F.-T., WU, C.-Y., CHENG, P.-T., HONG, W.-H. 2003. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [on-line]. 82 (12), 925 – 935 [cit. 2022-01-07]. Dostupné z doi:10.1097/01.phm.0000098040.13355.b5.
- CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [on-line]. 22, 51 – 55 [cit. 2021-12-14]. Dostupné z doi:10.1016/j.gaitpost.2004.06.009.
- CHERNI, Y., HAJIZADEH, M., DAL MASO, F., TURPIN, N. A. 2021. Effects of body weight support and guidance force settings on muscle synergy during Lokomat walking. *European Journal of Applied Physiology* [on-line]. 121, 2967 – 2980 [cit. 2022-05-12]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04762-w>.
- CHEUNG, K. L., TUNIK, E., ADAMOVICH, S. V., BOYD, L. A. 2014. Neuroplasticity and Virtual Reality. In: WEISS, P. L., KESHNER, E. A., LEVIN, M. F. 2014. *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*. New York: Springer. ISBN 978-1-4939-0967-4.
- CHO, H., KIM, J., GYU-CHANG LEE G. CH. 2012. Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 27 (8), 675 – 680 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi: 10.1177/0269215512464702.
- COLLINS, S. H., ADAMCZYK, P. G., KUO, A. D. 2009. Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* [on-line]. 276 (1673), 3679 – 3688 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi:10.1098/rspb.2009.0664.

- COLOMBO, G, JOERG, M., SCHREIER, R., DIETZ, V. 2000. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 37 (6), 693–700 [cit. 2022-04-30]. PMID: 11321005.
- CROSBIE, J. H., MCDONOUGH, M. S., GILMORE, D. H., WIGGAM, M. I. 2004. The adjunctive role of mental practice in the rehabilitation of the upper limb after hemiplegic stroke: a pilot study. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 18, 60 – 68 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi: 10.1191/0269215504cr702oa.
- DANNER, S. M., SHEVTSOVA, N. A., FRIGON, A., RYBAK, I. A. 2017. Computational modeling of spinal circuits controlling limb coordination and gaits in quadrupeds. *eLife* [on-line]. 6 [cit. 2021-11-16]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.7554/eLife.31050>.
- DECETY, J., INGVAR, D. H. 1990. Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: A neuropsychological interpretation. *Acta Psychologica* [on-line]. 73 (1), 13 – 34 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi:10.1016/0001-6918(90)90056-1.
- DIERICK, F., DEHAS, M., ISAMBERT, J. L., INJEYAN, S., BOUCHÉ, A. F., BLEYENHEUFT, Y., PORTNOY, S. 2017. Hemorrhagic versus ischemic stroke: Who can best benefit from blended conventional physiotherapy with robotic-assisted gait therapy? *PLoS ONE* [on-line]. 12 (6) [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178636>.
- DIETZ, V. 2011. Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders. *Journal of Neurology* [on-line]. 258, 1406 – 1412 [cit. 2021-11-7]. Dostupné z doi: 10.1007/s00415-011-6063-4.
- DOBKIN, B. H. 2006. Neurobiology of Rehabilitation. *Annals of the New York Academy of Sciences* [on-line]. 1038, 148 – 170 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z doi: 10.1196/annals.1315.024.
- DOBKIN, B., H., DUNCAN, P. W. 2012. Should Body Weight–Supported Treadmill Training and Robotic-Assistive Steppers for Locomotor Training Trot Back to the Starting Gate? *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 26 (4), 308 – 317 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z doi: 10.1177/1545968312439687.

- DREW, T., ANDUJAR, J. E., LAJOIE, K., YAKOVENKO, S. 2008. Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking. *Brain Research Reviews* [on-line]. 57, 199 – 211 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: 10.1016/j.brainresrev.2007.07.017.
- DREW, T., JIANG, W., KABLY, B., LAVOIE, S. 1996. Role of the motor cortex in the control of visually triggered gait modifications. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* [on-line]. 74, 426 – 442 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1139/y96-043>.
- DUNSKY, A., DICKSTEIN, R., MARCOVITZ, E., LEVY, S., DEUTSCH, J. 2008. Home-Based Motor Imagery Training for Gait Rehabilitation of People With Chronic Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 89 (8), 1580 – 1588 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2007.12.039.
- FORD, M. P., WAGENAAR, R. C., NEWELL, K. M. 2007. Phase Manipulation and Walking in Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [on-line]. 31(2), 85 – 91 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi:10.1097/npt.0b013e3180674d18.
- GATTO, G., GOULDING, M. 2018. Locomotion Control: Brainstem Circuits Satisfy the Need for Speed. *Current Biology – Dispatches* [on-line]. 28 (6), PR256-R259 [cit. 2022-04-30]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.01.068>.
- GEORGOPOULOS, A. P., GRILLNER, S. 1989. Visuomotor Coordination in Reaching and Locomotion. *Science* [on-line]. 245 (4923), 1209 – 1210 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi:10.1126/science.2675307.
- GJELSVIK, B. E. B. 2008. *The Bobath concept in adult neurology*. Stuttgart, New York: Thieme. ISBN 978-3-13-145451-5.
- GOLDBERG, S. R., ANDERSON, F. C., PANDY, M. G., DELP, S. L. 2004. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics* [on-line]. 37, (8), 1189 – 1196 [cit. 2021-12-13]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.005>.
- GOULDING, M. 2009. Circuits controlling vertebrate locomotion: moving in a new direction. *Nature Reviews Neuroscience* [on-line]. 10 (7), 507 – 518 [cit. 2021-11-5]. Dostupné z doi: 10.1038/nrn2608.

GRILLNER, S. 1985. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. *Science* [on-line]. 228(4696), 143–149 [cit. 2020-12-29]. Dostupné z doi:10.1126/science.3975635.

GRILLNER, S., ROBERTSON, B. 2016. The Basal Ganglia Over 500 Million Years. *Current Biology* [on-line]. R1088 – R1100 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.cub.2016.06.041>.

GRILLNER, S., ZANGGER, P. 1984. The effect of dorsal root transection on the efferent motor pattern in the cat's hindlimb during locomotion. *Acta physiologica* [on-line]. 120, 393 – 405 [cit. 2021-11-1]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1984.tb07400.x>.

HADDAS, R., KEVIN, L. J. 2018. Gait Alteration in Cervical Spondylotic Myelopathy Elucidated by Ground Reaction Forces. *Spine* [on-line]. 44 (1), 25 – 31 [cit. 2021-11-13]. Dostupné z doi: 10.1097/BRS.0000000000002732.

HÄGGLUND, M., DOUGHERTY, K. J., BORGIUS, L., ITOHARA, S., IWASATO, T., OLE KIEHN, O. 2013. Optogenetic dissection reveals multiple rhythmogenic modules underlying locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [on-line]. 110 (28), 11589 – 11594 [cit. 2021-11-5]. Dostupné z doi: 10.1073/pnas.1304365110.

HAK, L., HOUDIJK, H., BEEK, P. J., VAN DIEËN, J. H. 2013. Steps to Take to Enhance Gait Stability: The Effect of Stride Frequency, Stride Length, and Walking Speed on Local Dynamic Stability and Margins of Stability. *PLOS ONE* [on-line]. 8 (12) [cit. 2022-05-01]. Dostupné z doi: e82842. doi:10.1371/journal.pone.0082842.

HIDLER, J., NICHOLS, D., PELLICCIO, M., BRADY, L., CAMPBELL, D. D., KAHN, J. H., HORNBY, T. G. 2009. Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 23 (1), 5 – 13 [cit. 2021-01-03]. Dostupné z doi: 10.1177/1545968308326632.

HIEBERT, G. W., WHELAN, P. J., PROCHAZKA, A., PEARSON, K. G. 1996. Contribution of Hind Limb Flexor Muscle Afferents to the Timing of Phase Transitions in the Cat Step Cycle. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 75 (3), 1126 – 1137 [cit. 2021-11-1]. Dostupné z doi: 10.1152/jn.1996.75.3.1126.

HIRD, J. S., LANDERS, D. M., THOMAS, J. R., HORAN, J. J. 1991. Physical Practice Is Superior to Mental Practice in Enhancing Cognitive and Motor Task Performance. *Journal Of*

Sport & Exercise Psychology [on-line]. 8, 281 – 293 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1123/jsep.13.3.281>.

HIRJAKOVÁ, Z., BIZOVSKÁ, L., DIANA BZDÚŠKOVÁ, D., HLAVAČKA, F., JANURA, M. 2020. Postural stability after treadmill and overground walking in young and elderly. *Gait & Posture* [on-line]. 80, 84 – 89 [cit. 2022-01-02]. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.014>.

HOLLMAN, J. H., MCDADE, E. M., PETERSEN, R. C. 2011. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture* [on-line]. 34, 111 – 118 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.03.024](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.024).

HOLLMAN, J. H., WATKINS, M. K., IMHOFF, A. C., BRAUN, C. E., AKERVIK, K. A., NESS, D. K. 2016. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & Posture* [on-line]. 43, 204 – 209 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.024>.

HORNBY, T. G., CAMPBELL, D. D., KAHN, J. H., DEMOTT, T., MOORE, J. L., ROTH, H. R. Enhanced gait-related improvements after therapist- versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke* [on-line]. 39 (6), 1786 – 1792 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z doi: [10.1161/STROKEAHA.107.504779](https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.504779).

HSU, A. L., TANG, P. F., JAN, M. H. 2003. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 84 (11), 1185 – 1193 [cit. 2021-10-25]. Dostupné z doi: [10.1016/S0003-9993\(03\)00030-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00030-3).

HUANG, H. W., WOLF, S. L., HE, J. 2006. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 3 (1) [cit. 2021-12-30]. Dostupné z doi: [10.1186/1743-0003-3-1](https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-1).

HUSEMANN, B., MD; MÜLLER, F., KREWER, C., HELLER, S., KOENIG, E. 2007. Effects of Locomotion Training With Assistance of a Robot-Driven Gait Orthosis in Hemiparetic Patients After Stroke – A Randomized Controlled Pilot Study. *Stroke* [on-line]. 38, 349 – 354 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z doi: [10.1161/01.STR.0000254607.48765.cb](https://doi.org/10.1161/01.STR.0000254607.48765.cb).

HUTIN, E., PRADON, D., BARBIER, F., GRACIES, J. M., BUSSEL, B., ROCHE, N. 2010. Lower Limb Coordination in Hemiparetic Subjects: Impact of Botulinum Toxin Injections Into Rectus Femoris. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 24 (5), 442 – 449 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1545968309354535>.

IJSPEERT, A. J. 2008. Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review. *Neural Networks* [on-line]. 21, 642 – 653 [cit. 2021-10-31]. Dostupné z: [doi:10.1016/j.neunet.2008.03.014](https://doi.org/10.1016/j.neunet.2008.03.014).

IOSA, M., FUSCO, A., MARCHETTI, F., MORONE, G., CALTAGIRONE, C., PAOLUCCI, S., PEPPE, A. 2013. The Golden Ratio of Gait Harmony: Repetitive Proportions of Repetitive Gait Phases. *BioMed Research International* [on-line]. 2013 [cit. 2022-05-18]. Dostupné z [doi: http://dx.doi.org/10.1155/2013/918642](http://dx.doi.org/10.1155/2013/918642).

IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N., LACQUANITI, F. 2007. Development of Independent Walking in Toddlers. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [on-line]. 35 (2), 67 – 73 [cit. 2021-08-24]. Dostupné z [doi: 10.1249/JES.0b013e31803eafa8](https://doi.org/10.1249/JES.0b013e31803eafa8).

JOHNSON-FREY, S. H. 2004. Stimulation through simulation? Motor imagery and functional reorganization in hemiplegic stroke patients. *Brain and Cognition* [on-line]. 5, 328 – 331 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z [doi: 10.1016/j.bandc.2004.02.032](https://doi.org/10.1016/j.bandc.2004.02.032).

KHARB, A., SAINI, V., JAIN, Y. K., DHIMAN, S. 2011. A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management* [on-line]. 13, 78 – 83 [cit. 2022-05-05]. ISSN 2230-7893.

KIEHN, O. 2016. Decoding the organization of spinal circuits that control locomotion. *Nature Reviews Neuroscience* [on-line]. 17 (4), 224 – 238 [cit. 2021-11-5]. Dostupné z [doi:10.1038/nrn.2016.9](https://doi.org/10.1038/nrn.2016.9).

KIM, C. M., ENG, J. J. The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People with Stroke. 2003. *Physical Therapy* [on-line]. 83 (1), 49 – 57 [cit. 2021-10-15]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ptj/83.1.49>.

KIM, D.Y., CHA, Y. J. 2015. Effect of Weight Shift Training with Electrical Sensory Stimulation Feedback on Standing Balance in Stroke patients. *Journal of the Korean Society of*

Physical Medicine [on-line]. 10 (3), 39 – 45 [cit. 2022-05-04]. Dostupné z doi: <http://dx.doi.org/10.13066/kspm.2015.10.3.39>.

KOENRAADT, K. L. M., ROELOFSEN, E. G. J., DUYSSENS, J., KEIJSERS, N. L. W. 2013. Cortical control of normal gait and precision stepping: An fNIRS study. *NeuroImage* [on-line]. 85, 415 – 422 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.04.070>.

KOLÁŘ, P., VALOUCHOVÁ, P. 2012. Vyšetření posturálních funkcí. In KOLÁŘ, P. et al. 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-1.

KOLÁŘOVÁ, B., JIRÁČKOVÁ, M., STACHO, J. 2019. Kinetické technologie. In: KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci* (2. vydání). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOLLEN, B., KWAKKEL, G., LINDEMAN, E. 2006. Longitudinal robustness of variables predicting independent gait following severe middle cerebral artery stroke: a prospective cohort study. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 20 (3), 262 – 268 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z doi:10.1191/0269215506cr910oa.

KOTTEDUWA JAYAWARDEN, S., SANDARAGE, R., FARAG, J., GANZERT, C., WINSTON, P., MILLS, P., REEBYE, R. 2020. Effect of treating elbow flexor spasticity with botulinum toxin injection and adjunctive casting on hemiparetic gait parameters: A prospective case series. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 52 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi:10.2340/16501977-2743.

KROBOT, A., HEREITOVÁ, I. 2020. Kognitivně-motorická interference po cévní mozkové příhodě. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 83/ 116 (5), 520 – 525 [cit. 2021-12-4]. Dostupné z doi: 10.14735/amcsnn2020520.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 5 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z doi: 10.14735/amcsnn2017521.

LAMONTAGNE, A., MALOUIN, F., RICHARDS, C. L., DUMAS, F. 2002. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and Posture* [on-line].

15, 244 – 255 [cit. 2022-01-07]. Dostupné z doi: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00190-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00190-4).

LANGE, B., FLYNN, S. M., RIZZO, A. A. 2009. Game-based telerehabilitation. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [on-line]. 45 (1), 143 – 151 [cit. 2022-01-02]. ISSN 1827-1804.

LANGHORNE, P., WU, O., RODGERS, H., ASHBURN, A., BERNHARDT, J. 2017. A Very Early Rehabilitation Trial after stroke (AVERT): a Phase III, multicentre, randomised controlled trial. *Health Technology Assessment* [on-line]. 21 (54) [cit. 2021-12-29]. ISSN 1366-5278. Dostupné z doi: [10.3310/hta21540](https://doi.org/10.3310/hta21540).

LAUFER, Y, SIVAN, D., SCHWARZMANN, R., SPRECHER, E. 2003. Standing Balance and Functional Recovery of Patients with Right and Left Hemiparesis in the Early Stages of Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 17, 207 – 213 [cit. 2022-05-05]. Dostupné z doi: [10.1177/0888439003259169](https://doi.org/10.1177/0888439003259169).

LAUZIÈRE, S., BETSCHART, M., AISSAOUI, R., NADEAU, S. 2014. Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke. *Physical Medicine & Rehabilitation* [on-line]. 2 (3) [cit. 2021-10-25]. ISSN: 2329-9096 JPMR. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.4172/2329-9096.1000201>.

LEE, Y. J., LIANG, J. N. 2020. Characterizing intersection variability of butterfly diagram in post-stroke gait using Kernel Density Estimation. *Gait & Posture* [on-line]. 76, 157 – 161 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.005>.

LI, C., LOWEAND, R., ZIEMKE, T. 2013. Humanoids learning to walk: a natural CPG-actor-critic architecture. *Frontiers in neurobotic* [on-line]. 7 [cit. 2021-11-5]. Dostupné z doi: [10.3389/fnbot.2013.00005](https://doi.org/10.3389/fnbot.2013.00005).

LI, S. 2017. Spasticity, Motor Recovery and Neural Plasticity After Stroke. *Frontiers in Neurology* [on-line]. 8 [cit. 2020-12-26]. Dostupné z doi: [10.3389/fneur.2017.00120](https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00120).

LI, S., FRANCISCO, G. E., ZHOU, P. 2018. Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. *Frontiers in Physiology* [on-line]. 9 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z doi: [10.3389/fphys.2018.01021](https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01021).

- LOTZE, M, ZENTGRAF, K. 2010. Contribution of the primary motor cortex to motor imagery. In GUILLOT, A., COLLET, CH. 2010. *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. Oxford: Oxford University Press. ISBN-13: 9780199546251.
- LOUIE, D. R., ENG, J. J. 2016. Powered robotic exoskeletons in poststroke rehabilitation of gait: a scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 13 (53) [cit. 2022-05-12]. Dostupné z doi: 10.1186/s12984-016-0162-5.
- MARDER, E., BUCHER, D. 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Current Biology* [on-line]. 11, R986 – R996 [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: doi: [https://doi.org/10.1016/S0960-9822\(01\)00581-4](https://doi.org/10.1016/S0960-9822(01)00581-4).
- MAYR, A., QUIRBACH, E., PICELLI, A., KOFLER, M., SMANIA, N., SALTUARI, L. 2018. Early robot-assisted gait retraining in non-ambulatory patients with stroke: a single blind randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [on-line]. 54 (6), 819 – 26 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: 10.23736/S1973-9087.18.04832-3.
- MCCLELLAN, A. D., JANG W. 1993. Mechanosensory inputs to the central pattern generators for locomotion in the lamprey spinal cord: resetting, entrainment, and computer modeling. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 70 (6), 2442 – 2454 [cit. 2021-11-4]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jn.1993.70.6.2442>.
- MEHRHOLZ, J., POHL, M. 2012. Electromechanical-assisted gait training after stroke: A systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 44, 193 – 199 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z doi: 10.2340/16501977-0943.
- MEHRHOLZ, J., THOMAS, S., WERNER, C., KUGLER, J., POHL, M., ELSNER, B. 2017. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [on-line]. (5) [cit. 2020-12-28]. Dostupné z doi: 10.1002/14651858.CD006185.pub4.
- MEHRHOLZ, J., THOMAS, S., ELSNER, B. 2017. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [on-line]. 8 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub4.
- MEYNS, P., BRUIJN, S. M., DUYSSENS, J. 2013. The how and why of arm swing during human walking. *Gait and Posture* [on-line]. 38 (4), 555 – 562 [cit. 2021-11-7]. Dostupné z doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.006.

MINASSIAN, K., HOFSTOETTER, U. S., DZELADINI, F., GUERTIN, P. A., IJSPEER, A. 2017. The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking? *The Neuroscientist* [on-line]. 1 – 15 [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1073858417699790>.

MORTON, S. M., BASTIAN, A. J. 2006. Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *The Journal of Neuroscience* [on-line]. 26 (36), 9107 – 9116 [cit. 2021-11-15]. Dostupné z doi: 10.1523/JNEUROSCI.2622-06.2006.

MOUCHEBOEUF, G., GRIFFIER, R., GASQ, D., GLIZE, B., BOUYER, L., DEHAIL, P., CASSOUDESALLE, H. 2020. Effects of robotic gait training after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [on-line]. 63, 518 – 534 [cit. 2022-05-09]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.02.008>.

MULROY, S., GRONLEY, J., WEISS, W., NEWSAM, C., PERRY, J. 2003. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & Posture* [on-line]. 8, 114 – 125 [cit. 2021-12-13]. Dostupné z doi: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00165-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00165-0).

NADEAU, S., JACQUEMIN, G., FOURNIER, CH., LAMARRE, Y., ROSSIGNOL, S. 2010. Spontaneous Motor Rhythms of the Back and Legs in a Patient With a Complete Spinal Cord Transection. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 24 (4), 377 – 383 [cit. 2021-11-6]. Dostupné z doi: 10.1177/1545968309349945.

NIELSEN, J. B. 2003. How we Walk: Central Control of Muscle Activity during Human Walking. *The Neuroscientist* [on-line]. 9(3), 195 – 204 [cit. 2021-11-11]. Dostupné z: doi:10.1177/1073858403009003012.

OGIHARA, N., YAMAZAKI, N. 2001. Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model. *Biological Cybernetics* [on-line]. 84, 1 – 11 [cit. 2021-10-28]. Dostupné z doi: 10.1007/PL00007977.

OOSTRA, K. M., OOMEN, A., VANDERSTRAETEN, G., VINGERHOETS, G. 2015. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 47, 204 – 209 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi: 10.2340/16501977-1908.

PATTERSON, K. K., PARAFIANOWICZ, I., DANELLIS, C. J., CLOSSON, V., VERRIER, M. C., STAINES, W. R., BLACK, S. E., MCILROY, W. E. 2008. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 89, 304 – 310 [cit. 2021-10-15]. Dostupné z doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.

PERRY, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 1992. Thorofare: SLACK Incorporated. ISBN: 978-1-55642-192-1.

PERRY, J., BURNFIELD, J. *Gait analysis : normal and pathological function* (2. vydání). 2010. Thorofare: SLACK Incorporated. ISBN: 978-1-61711-430-4.

PERRY, J., MULROY, S. J., GRONLEY, J. K., GARRETT, M. 1995. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* [on-line]. 26 (6), 982 – 989 [cit. 2021-12-4]. Dostupné z doi: 10.1161/01.str.26.6.982.

POHL, M., WERNER, C., HOLZGRAEFE, M., KROCZEK, G., WINGENDORF, I., HOÖLIG, G., HESSE, S. 2007. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (DEutsche GAngtrainerStudie, DEGAS). *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 21 (1), 17 – 27 [cit. 2021-12-30]. Dostupné z doi:10.1177/0269215506071281.

POLESE, J. C., ADA, L., DEAN, C. M., NASCIMENTO, L. R., TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [on-line]. 59, (2), 73 – 80 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(13\)70159-0](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(13)70159-0).

PUNT, M., BRUIJN, S. M., WITTINK, H., VAN DIEËN, J. H. 2015. Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait & Posture* [on-line]. 41 (2), 504 – 509 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.002>.

RAINE, S., MEADOWS, L., LYNCH-ELLERINGTON, M. 2009. *The Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. Oxford: Blackwell Publishing. ISBN: 978-1-405-17041-3.

RICHARDS, J., HEALY, A., CHOCKALINGAM, N. 2018. Ground reaction forces and plantar pressure. In *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics* (2. vydání). Elsevier. ISBN 978-0-7020-5490-7.

RICHARDSON, A. 1967. Mental Practice: A Review and Discussion Part I. Research Quarterly. *American Association for Health, Physical Education and Recreation* [on-line]. 38 (1), 95 – 107 [cit. 2022-01-06]. Dostupné z doi:10.1080/10671188.1967.10614808.

RIENER, R., HARDERS, M. 2012. Virtual Reality in Medicine. London: Springer. ISBN 978-1-4471-4010-8.

RIENER, R., LÜNENBURGER, L., MAIER, I. C., COLOMBO, G., DIETZ, V. 2010. Locomotor Training in Subjects with Sensori-Motor Deficits: An Overview of the Robotic Gait Orthosis Lokomat. *Journal of Healthcare Engineering* [on-line]. 1 (2), 197 – 216 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1260/2040-2295.1.2.197>.

ROBINSON, C. A., SHUMWAY-COOK, A., MATSUDA, P. M., CIOL, M. A. 2010. Understanding physical factors associated with participation in community ambulation following stroke. *Disability and Rehabilitation* [on-line]. [cit. 2020-12-27]. ISSN 1464-5165. Dostupné z doi: 10.3109/09638288.2010.520803.

ROSSIGNOL, S., BÉLANGER, M., CHAU, C., GIROUX, N., BRUSTEINE., BOUYER, L., GRENIER, C. A., DREW, T., BARBEAU, H., READER, T. A. 2000. The Spinal Cat. In: KALB, R. G., STRITTMATTER, S. M. *Neurobiology of Spinal Cord Injury*. Totowa: Humana Press. ISBN: 978-1-61737-126-4.

ROYAL DUTCH SOCIETY FOR PHYSICAL THERAPY. 2014. KNGF Clinical Practice Guideline for Physical Therapy in patients with stroke [on-line]. [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: https://www.dsnr.nl/wp-content/uploads/2012/03/stroke_practice_guidelines_2014.pdf.

RYCZKO, D., DUBUS, R. 2017. Dopamine and the Brainstem Locomotor Networks: From Lamprey to Human. *Frontiers in Neuroscience* [on-line]. [cit. 2021-11-18]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00295>.

SCHMITT, A. C, BAUDENDISTEL, S. T., LIPAT, A. L., WHITE, T. A., RAFFEGEAU, T. E., HASS, CH. J. 2021. Walking indoors, outdoors, and on a treadmill: Gait differences in healthy young and older adults. . *Gait & Posture* [on-line]. 90, 468 – 474 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.197>.

SELVES, C., STOQUART, G., LEJEUNE, T. 2020. Gait rehabilitation after stroke: review of the evidence of predictors, clinical outcomes and timing for interventions. *Acta Neurologica*

Belgica [on-line]. 120, 780 – 790 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1007/s13760-020-01320-7>.

SHADMEHR, R., SMITH, M. A., KRAKAUER, J. W. 2010. Error Correction, Sensory Prediction, and Adaptation in Motor Control. *Annual Review of Neuroscience* [on-line]. 33, 89 – 108 [cit. 2021-11-15]. Dostupné z doi: 10.1146/annurev-neuro-060909-153135.

SHEIKH, M., AZARPAZHOOH, M. R., HOSSEINI, H. A. 2017. The effect of immediate decreasing of weight bearing asymmetry on quiet standing postural control in individuals with chronic stroke. *Physiotherapy Theory and Practice* [on-line]. [cit. 2022-05-04]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1357154>.

Shirley Ryan AbilityLab. 2013. Timed Up and Go Test. [on-line]. Dostupné z: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/timed-and-go>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. 2012. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (4. vydání). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-60831-018-0.

STATTON, M. A., VAZQUEZ, A., MORTON, S. M., VASUDEVAN, E. V. L., BASTIAN, A. J. 2018. Making Sense of Cerebellar Contributions to Perceptual and Motor Adaptation. *Cerebellum* [on-line]. 17, 111 – 121 [cit. 2021-11-15]. Dostupné z doi: 10.1007/s12311-017-0879-0.

STEPHENSON, J. L., DE SERRES, S. J., LAMONTAGNE, A. 2010. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait & Posture* [on-line]. 31 (1), 109 – 115 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.008>.

STOLLER, O., WASER, M., STAMMLER, L., SCHUSTER, C. 2012. Evaluation of robot-assisted gait training using integrated biofeedback in neurologic disorders. *Gait & Posture* [on-line]. 35, 595 – 600 [cit. 2020-12-26]. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.031.

SUTHERLAND, D. 1997. The development of mature gait. *Gait and Posture* [on-line]. 6, 163 – 170 [cit. 2021-08-23]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5).

SUZUKI, T., SONODA, S., MISAWA, K., SAITOH, E., SHIMIZU, Y., KOTAKE, T. 2005. Incidence and consequence of falls in inpatient rehabilitation of stroke patients. *Experimental*

Aging Research [on-line]. 31, 457 – 469 [cit. 2022-05-02]. ISSN: 1096-4657. Dostupné z doi: 10.1080/03610730500206881.

SZOPA, A., DOMAGALSKA-SZOPA, M., LASEK-BAL, A., ŽAK, A. 2017. The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients. *Clinical Interventions in Aging* [on-line]. 12, 2055 – 2062 [cit. 2022-05-04]. Dostupné z doi: 10.2147/CIA.S144795.

TAMBURELLA, F., MORENO, J. C., VALENZUELA, D. S. H., PISOTTA, I., IOSA, M., CINCOTTI, F., MATTIA, D., PONS, J. L., MOLINARI, M. 2019. Influences of the biofeedback content on robotic post-stroke gait rehabilitation: electromyographic vs. joint torque biofeedback. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 16 (95) [cit. 2022-05-05]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0558-0>.

TAN, M.-G., HO, J.-H., GOH, H.-T., NG, H. K., ABDUL LATIF, L., MAZLAN, M. 2020. Revealing stroke survivor gait deficits during rehabilitation using ensemble empirical mode decomposition of surface electromyography signals. *Biomedical Signal Processing and Control* [on-line]. 61 [cit. 2022-01-07]. Dostupné z doi:10.1016/j.bspc.2020.102045.

TATE, J. J., MILNER, C. E. 2010. Real-Time Kinematic, Temporospacial and Kinetic Biofeedback During Gait Retraining in Patients: A Systematic Review. *Physical Therapy* [on-line]. 90 (8), 1123 – 1134 [cit. 2021-12-30]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.2522/ptj.20080281>.

THAUT, M. H., LEINS, A. K., RICE, R. R., ARGSTATTER, H., KENYON, G. P., MCINTOSH, G. C., BOLAY, H. V., FETTER, M. 2007. Rhythmic Auditory Stimulation Improves Gait More Than NDT/Bobath Training in Near-Ambulatory Patients Early Poststroke: A Single-Blind, Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 21(5), 455 – 459 [cit. 2022-05-01]. Dostupné z doi: 10.1177/1545968307300523.

THEOLOGIS, T. N. 2010. Gait Analysis. In: BENSON, M. et al. *Children's Orthopaedics and Fractures. 2010*. Londýn: Springer-Verlag. Dostupné z doi: 10.1007/978-1-84882-611-3_6.

UÇAR, D. E., PAKER, N., BUĞDAYCI, D. 2014. Lokomat: A therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 34, 447 – 453 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: 10.3233/NRE-141054.

VAN KAMMEN, K., BOONSTRA, A. M., VAN DER WOUDE, L. H. V., REINDERS-MESSELINK, H. A., DEN OTTER, R. 2017. Differences in muscle activity and temporal step parameters between Lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 14 (32) [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: 10.1186/s12984-017-0244-z.

VAN KAMMEN, K., BOONSTRA, A. M., VAN DER WOUDE, L. H. V., VISSCHER, CH., REINDERS-MESSELINK, H. A., DEN OTTER, R. 2020. Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry. *Disability and Rehabilitation* [on-line]. 42 (21), 2977 – 2985 [cit. 2022-05-07]. Dostupné z doi: 10.1080/09638288.2019.1579259.

VAN NUNEN, M. P. M., GERRIT, K. H. L., KONIJNENBELT, M., JANSSEN, T. W. J., ARNOLD DE HAAN, A. 2014. Recovery of walking ability using a robotic device in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology* [on-line]. [cit. 2022-05-07]. ISSN 1748-3115. Dostupné z doi: 10.3109/17483107.2013.873489.

VAN VLIET, P. M., WULF, G. 2006. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence? *Disability and Rehabilitation* [on-line]. 28 (13-14), 831 – 840 [cit. 2021-12-30]. Dostupné z doi:10.1080/09638280500534937.

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVÁ, R. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 79 (2), 168 – 172 [cit. 2020-12-28]. ISSN: 1802-4041.

VEERBEEK, J. M., VAN WEGEN, E. E. H., HARMELING–VAN DER WEL, B. C., KWAKKEL, G. 2010. Is Accurate Prediction of Gait in Nonambulatory Stroke Patients Possible Within 72 Hours Poststroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 25 (3), 268 – 274 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z doi:10.1177/1545968310384271.

VON SCHROEDER, H. P., COUTTS, R. D., LYDEN, P. D., BILLINGS, E., NICKEL, V. L. 1995. Gait parameters following stroke : A practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 32 (1), 25 – 31 [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/15439456_Gait_parameters_following_stroke_A_practic_assessment.

WALLARD, L., DIETRICH, G., KERLIRZIN, Y. BREDIN, J. 2015. Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45, 215 – 219 [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2015.03.002>.

WANG, Y., MUKAINO, M., OHTSUKA, K., OTAKA, Y., TANIKAWA, H., MATSUDA, F., TSUCHIYAMA, K., YAMADA, J., SAITOH, E. 2020. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *International Journal of Rehabilitation Research* [on-line]. 43, 69 – 75 [cit. 2021-10-25]. Dostupné z doi: 10.1097/MRR.0000000000000391.

WEERDESTeyN, V., NIET, M., VAN Duijnhoven, H. J. R., GEURTS, A. C. H. 2008. Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [on-line]. 45(8), 1195 – 1214 [cit. 2021-12-12]. Dostupné z doi: 10.1682/JRRD.2007.09.0145.

WESTLAKE, K. P., PATTEN, C. 2009. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 6 (18) [cit. 2020-12-26]. Dostupné z doi: 10.1186/1743-0003-6-18.

WINTER, D. A. 1992. Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task. *Physical Therapy* [on-line]. 72(1), 45 – 53 [cit. 2021-11-11]. Dostupné z doi:10.1093/ptj/72.1.45.

WINTER, D. A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement* (4. vydání). Hoboken: John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 978-0-470-39818-0.

XING, Y., BAI, Y. 2020. A Review of Exercise-Induced Neuroplasticity in Ischemic Stroke: Pathology and Mechanisms. *Molecular Neurobiology* [on-line]. 57, 4218 – 4231 354 [cit. 2021-12-29]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1007/s12035-020-02021-1>.

YAKOVENKO, S., DREW, T. 2015. Similar Motor Cortical Control Mechanisms for Precise Limb Control during Reaching and Locomotion. *The Journal of Neuroscience* [on-line]. 35 (43), 14476 – 14490 [cit. 2021-11-25]. Dostupné z doi: 10.1523/JNEUROSCI.1908-15.2015.

YELNIK, A. P., QUINTAINE, V., ANDRIANTSIFANETRA, C., WANNEPAIN, M., REINER, P., MARNEF, H., EVRARD, M., MESEGUER, E., DEVAILLY, J. P., LOZANO, M., LAMY, C., COLLE, F., VICAUT, E. 2017. AMOBES (Active Mobility Very Early After

Stroke) A Randomized Controlled Trial. *Stroke* [on-line]. 48 (2), 400 – 405 [cit. 2021-12-29].
Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.116.014803>.

ŽARKOVIĆ D., ŠORFOVÁ M. 2017. Neurobiomechanické aspekty roboticky asistované chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 24 (1), 43 – 49 [cit. 2021-12-28]. Dostupné z:
<https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2017-1/neurobiomechanicke-aspekty-roboticky-asistovane-chuze-60481>.

ZHANG, J., LANUZA, G. M., BRITZ, O., WANG, Z., SIEMBAB, V. C., ZHANG, Y., VELASQUEZ, T., ALVAREZ, F. J., FRANK, E., GOULDING, M. 2014. V1 and V2b interneurons secure the alternating flexor-extensor motor activity mice require for limbed locomotion. *Neuron* [on-line]. 82 (1), 138 – 150 [cit. 2021-11-5]. Dostupné z doi:10.1016/j.neuron.2014.02.013.

Seznam zkratk

BBS	Berg Balance Scale
CNS	centrální nervový systém
COM	Těžiště
COP	Centrum tlaku (místo působení reakční síly podložky)
CPG	centrální generátory pohybu
EMG	Elektromyografie
FAC	Functional Ambulation Category
FIM	Functional Independence Measure
FMA	Fugl – Meyerovo hodnocení motorické obnovy po CMP
LG	experimentální skupina
MI	Představa pohybu
PNF	Proprioceptivní neuromuskulární facilitace
RG	Generátory rytmu
V1	Vstupní vyšetření
V2	Výstupní vyšetření
VR	Virtuální realita
ZG	kontrolní skupina

Seznam obrázků

Obrázek 1 Fyziologický krokový cyklus	s. 6
Obrázek 2 Schéma funkce CPG	s. 9
Obrázek 3 Schéma funkce rytmických generátorů	s. 11
Obrázek 4 Vliv bazálních ganglií na lokomoci	s. 13

Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledky klinických testů chůze experimentální skupiny	s. 31
Tabulka 2 Pomůcky či dopomoc při chůzi experimentální skupiny	s. 31
Tabulka 3 Hodnocení samostatnosti chůze experimentální skupiny pomocí FAC	s. 33
Tabulka 4 Výsledky klinických testů chůze kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření	s. 33
Tabulka 5 Pomůcky či dopomoc při chůzi kontrolní skupiny	s. 33
Tabulka 6 Hodnocení samostatnosti chůze kontrolní skupiny pomocí FAC	s. 33
Tabulka 7 Výsledky analýzy chůze experimentální skupiny na páse Zebris	s. 34
Tabulka 8 Výsledky analýzy chůze kontrolní skupiny na páse Zebris	s. 34

Seznam příloh

Příloha 1: Informovaný souhlas účastníků výzkumu	s. 76
Příloha 2: Kompletní tabulka výsledků 10MWT a TUG	s. 78
Příloha 3: Kompletní tabulka výsledků analýzy chůze Zebris	s. 79

Přílohy

Příloha 1: Informovaný souhlas účastníků výzkumu

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: „Efektivita terapie chůze na Lokomatu u pacientů po cévní mozkové příhodě“

Období realizace: 03/2021 – 05/2022

Řešitelé projektu: Bc. Veronika Dobrá

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je objektivizovat účinnost rehabilitačních technologií chodícího pásu Zebris a chůzové robotické ortézy Lokomat v terapii poruch chůze po cévní mozkové příhodě. V rámci výzkumu budete náhodně zařazen/a do skupiny absolvující terapii na Zebrisu či Lokomatu a poté na určeném zařízení budete trénovat chůzi po dobu dvou až tří týdnů. Tyto přístrojové metody nebudou sloužit jako náhrada standardní rehabilitační péče, ale jsou pouze jejím doplňkem. Trénink chůze bude probíhat jednou denně, s frekvencí dvakrát až třikrát týdně ve všední dny. Délka terapie se bude odvíjet od Vaší individuální tolerance a kondice, rámcově se její trvání bude pohybovat v intervalu 15 – 30 minut. V případě únavy či jiných potíží lze chůzi na Vaši žádost okamžitě ukončit. Pokud budete zařazen/a do skupiny Lokomat, bude celkový čas terapie prodloužen na hodinu z důvodu časové náročnosti nastavení přístroje. Trvání samotné chůze však zůstane nezměněno. Po celou dobu terapie budete pod dozorem.

Před začátkem a po skončení několikátýdenní terapie budete vyšetřen/a pomocí testů chůze pro změření rychlosti a dále podstoupíte vyšetření pro určení obnovy tělesných funkcí, které byly následkem příhody porušeny. Tyto testy doplní přístrojová analýza chůze na chodícím páse a vyšetření pomocí EMG (snímání svalové aktivity pomocí elektrod připevněných na kůži). Veškerá naměřená data poslouží pouze pro účely výzkumu a budou zcela anonymní.

Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývá riziko vzniku drobných kožních otlaků způsobených závěsným a fixačním systémem přístrojů, případně se může objevit krátkodobá lehká závrať. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

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

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

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

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

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

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 2: Kompletní tabulka výsledků 10MWT a TUG

Legenda: L – levostranná hemiparéza; P – pravostranná hemiparéza; V1 – vstupní vyšetření; V2 – výstupní vyšetření; 10MWT – test chůze na 10 metrů; TUG – Timed Up & Go; FAC – Functional Ambulation Category; šedá políčka – nebylo naměřeno

Experimentální skupina - vstupní vyšetření															
Pacient	Ročník	Paretická strana	V1 Asistence	V1 FAC	V1 Pomůcka	10 MWT 1.1	10 MWT 1.2	10 MWT 1.3	V1 Průměr 10 MWT	V1 Rychlost 10 MWT [km/h]	TUG 1.1	TUG 1.2	TUG 1.3	V1 Průměr TUG	V1 Rychlost TUG [km/h]
Pacient 3	1942	L	Ano	2	Ne	5,03	4,73	4,35	4,54	4,7577093	15,88	13,7	14,05	14,54333	1,485217
Pacient 6	1954	L	Ano	1	Chodítko	13,35	11,88		12,615	1,7122473					
Pacient 7	1951	L	Ano	3	Chodítko	11,5	10,08		10,79	2,0018536					
Experimentální skupina - výstupní vyšetření															
Pacient	Ročník	Paretická strana	V2 Asistence	V2 FAC	V2 Pomůcka	10 MWT 2.1	10 MWT 2.2	10 MWT 2.3	V2 Průměr 10 MWT	V2 Rychlost 10 MWT [km/h]	TUG 2.1	TUG 2.2	TUG 2.3	V2 Průměr TUG	V2 Rychlost TUG [km/h]
Pacient 3	1942	L	Ne	4	Ne	5,03	4,73	4,35	4,703333	4,592488	13,11	14,4	15	14,17	1,524347
Pacient 6	1954	L	Ano	4	1 FB	10,08	9	8,86	9,313333	2,319256	25,11	23,11		24,11	0,895894
Pacient 7	1951	L	Ano	4	Chodítko	8,79	9,31	9,51	9,203333	2,346976	23,65	26,92		25,285	0,854261
Kontrolní skupina - vstupní vyšetření															
Pacient	Ročník	Paretická strana	V1 Asistence	V1 FAC	V1 Pomůcka	10 MWT 1.1	10 MWT 1.2	10 MWT 1.3	V1 Průměr 10 MWT	V1 Rychlost 10 MWT [km/h]	TUG 1.1	TUG 1.2	TUG 1.3	V1 Průměr TUG	V1 Rychlost TUG [km/h]
Pacient 1	1945	P	Ne	3	Ne	7,23	7,66	5,92	6,936667	3,113888	12,3	10,83	12,03	11,72	1,843003
Pacient 2	1959	L	Ano	3	Ne	16,02	14,63	13,73	14,79333	4,460117	31,27	28,95		30,11	0,71737
Pacient 4	1946	L	Ne	3	Ne	5,18	4	4,05	4,41	4,897959	16,1	15,12	14,36	15,19333	1,421676
Pacient 8	1963	L	Ne	3	Ne	3,45	4,1	4,15	3,9	5,538462	15,95	13,7	13,03	14,22667	1,518276
Pacient 9	1950	L	Ano	2	1 FB	8,1	8,43	7,85	8,126667	2,657916	24,76	24,83		24,795	0,871143
Pacient 10	1961	P	Ne	4	Ne	2,9	4,3	3,71	3,636667	5,939505	9,6	8,6	8,91	9,036667	2,390262
Pacient 11	1945	P	Ne	3	Ne	6,14	4,62	4,68	5,146667	4,196891	18,35	15,68	16,24	16,75667	1,289039
Kontrolní skupina - výstupní vyšetření															
Pacient	Ročník	Paretická strana	V2 Asistence	V2 FAC	V2 Pomůcka	10 MWT 2.1	10 MWT 2.2	10 MWT 2.3	V2 Průměr 10 MWT	V2 Rychlost 10 MWT [km/h]	TUG 2.1	TUG 2.2	TUG 2.3	V2 Průměr TUG	V2 Rychlost TUG [km/h]
Pacient 1	1945	P	Ne	5	Ne	5,15	5,16	5,25	5,186667	4,164524	8,92	8,25	8,53	8,566667	2,521401
Pacient 2	1959	L	Ne	4	Ne	13	12,93	12,58	12,83667	1,68268	25,6	23,33	25,4	24,77667	0,871788
Pacient 4	1946	L	Ne	4	Ne	3,91	3,6	3,5	3,67	5,885559	13,2	13,4	12,6	13,06667	1,653061
Pacient 8	1963	L	Ne	4	Ne	4,98	5,06		5,02	4,302789	15,65	13,8	14,13	14,52667	1,486921
Pacient 9	1950	L	Ne	3	Ne	5,72	5	4,92	5,213333	4,143223	13,56	11,93	11,33	12,27333	1,759913
Pacient 10	1961	P	Ne	5	Ne	3,11	3,15	3,13	3,13	6,900958	8,44	8,13	8,48	8,35	2,586826
Pacient 11	1945	P	Ne	4	Ne	3,75	3,85	3,6	3,733333	5,785714	11,2	10,23	9,5	10,31	2,095053

Příloha 3: Kompletní tabulka výsledků analýzy chůze Zebris

Legenda: L – levostranná hemiparéza; P – pravostranná hemiparéza; V1 – vstupní vyšetření;

V2 – výstupní vyšetření

Kontrolní skupina - analýza Zebris															
Ročník	Hemiparetická strana	V1 Závěs	V2 Závěs	V1 délka kroku [cm]	V2 délka kroku [cm]	V1 dvoúporová fáze [%]	V2 dvoúporová fáze [%]	V1 rychlost [km/h]	V2 rychlost [km/h]	V1 Zátížení hemiparetické DK (sto) [%]	V2 Zátížení hemiparetické DK (sto) [%]	V1 Zátížení neparetické DK (sto) [%]	V2 Zátížení neparetické DK (sto) [%]	V1 Rozdíl v zátížení [%]	V2 Rozdíl v zátížení [%]
Pacient 1	P	Ne	Ne	79	100	33,5	28,4	1,6	2,7	54	52	46	48	8	4
Pacient 2	L	Ano	Ne	29	73	44,6	30,7	0,6	1,3	44	44	56	56	12	12
Pacient 4	L	Ne	Ne	65	89	34,6	32,2	0,9	1,8	40	44	60	56	20	12
Pacient 8	L	Ne	Ne	37	34	35,1	79,5	1,3	1,1	21	32	79	68	46	36
Pacient 9	L	Ano	Ne	35	76	43	33,9	0,5	1,5	38	27	62	73	24	46
Pacient 10	P	Ne	Ne	77	68	42,8	39,6	1,8	1,7	54	53	46	47	8	6
Pacient 11	P	Ano	Ne	34	93	36	39,5	1	1,5	51	47	49	53	2	6

Experimentální skupina - analýza Zebris															
Ročník	Hemiparetická strana	V1 Závěs	V2 Závěs	V1 délka kroku [cm]	V2 délka kroku [cm]	V1 dvoúporová fáze [%]	V2 dvoúporová fáze [%]	V1 rychlost [km/h]	V2 rychlost [km/h]	V1 Zátížení hemiparetické DK (sto) [%]	V2 Zátížení hemiparetické DK (sto) [%]	V1 Zátížení neparetické DK (sto) [%]	V2 Zátížení neparetické DK (sto) [%]	V1 Rozdíl v zátížení [%]	V2 Rozdíl v zátížení [%]
Pacient 3	L	Ano	Ne	31	53	34,8	31,6	0,8	1,4	50	39	50	61	0	22
Pacient 6	L	Ano	Ne	37	75	49,8	30,2	0,6	1,3	42	45	58	55	16	10
Pacient 7	L	Ano	Ano	48	47	38,2	38,3	0,7	0,8	36	35	64	65	28	30