

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

**Efekt terapie chůze na chodícím páse u pacientů  
po cévní mozkové příhodě**

Bakalářská práce

Klára Slimaříková

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

Olomouc 2017

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením  
Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc, 3. 5., 2017

-----  
podpis

### Poděkování

Na tomto místě bych velice ráda poděkovala vedoucí této bakalářské práce, paní Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D., za odborné vedení, konstruktivní poznámky a rady.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Bakalářská práce

**Název práce:** Efekt terapie na chodícím páse u pacientů po cévní mozkové příhodě

**Název práce v AJ:** Effect of treadmill therapy in patients with chronic stroke

**Datum zadání:** 2017-04-24

**Datum odevzdání:** 2017-05-03

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav Fyzioterapie

**Autor práce:** Klára Slimaříková

**Vedoucí práce:** Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

**Abstrakt v ČJ:** Tato práce shrnuje poznatky studií od roku 2013, které se týkají vlivu terapie chůze na chodícím páse u pacientů po cévní mozkové příhodě v chronickém stádiu. Samostatnost chůze u pacientů po prodělané CMP je limitována především sníženou rychlostí chůze, asymetrií, co se týče zatěžování paretické dolní končetiny, zhoršenou stabilitou a přizpůsobivostí vůči měnícím se podmínkám prostředí. Tato práce uvádí také souhrnnou tabulku, kde je sumarizace výsledků různých rehabilitačních přístupů, za použití chodícího pásu, především na uvedené deficity. K vyhledávání odborných článků byly využity online databáze PubMed, ProQuest, Web of Science a EBSCO. Vyhledávány byly články publikované v časovém rozmezí od 1. 1. 2013 do 15. 11. 2016. Pro vyhledávání v databázích byly použity anglické ekvivalenty klíčových slov: cévní mozková příhoda, chůze, chodící pás. Pro účely práce bylo použito celkem 29 článků v plnotextové podobě.

**Abstrakt v AJ:** This paper aims to summarize the results of studies conducted since 2013, concerning the impact of treadmill gait therapy in chronic stroke patients. The independence of gait in the chronic stroke survivors is limited chiefly by decreased walking speed, reduced stability and asymmetry between paretic and non paretic lower limb, as well as reduced adaptability to external conditions of the environment. This paper also presents the summary table of different rehabilitation protocols using treadmill and its impact on mentioned deficits. The online databases PubMed, ProQuest, Web of Science and EBSCO were used to find the articles. It was searched only for articles published in the time range from January 1, 2013

to November 15, 2016. To search in databases were used keywords: treadmill, gait, stroke.  
For the purpose of this work, a total of 29 articles were used in full-text form.

**Klíčová slova v ČJ:** chodící pás, chůze, cévní mozková příhoda

**Klíčová slova v AJ:** treadmill, gait, stroke

**Rozsah:** 44/0

## Obsah

Úvod.....	8
Přehled poznatků.....	9
1 Charakteristika chůze po CMP.....	9
1.1 Pohybové kompenzační strategie.....	10
1.2 Senzorické kompenzační strategie.....	10
1.3 Riziko pádu při hemiparetické chůzi .....	10
2 Terapie na chodícím páse .....	12
2.1 Typy chodících pásů .....	13
2.1.1 Chodící pás rozšířený o virtuální realitu či vizuální kontext .....	13
2.1.2 Chodící pás s podporou tělesné hmotnosti.....	14
2.1.3 Přístroje podporující aktivní spolupráci pacienta.....	14
2.2 Regulace chůze na páse pomocí odporu .....	15
2.3 Trénink chůze zaměřený na funkci .....	17
2.4 Kritéria pro výběr vhodné cílové skupiny k terapii chůze na páse .....	18
2.4.1 Výchozí rychlost pacienta .....	18
2.4.2 Stabilita pacienta .....	19
2.4.3 Účinnost jednorázového tréninku.....	19
2.5 Význam použití zábradlí během chůze na páse .....	19
2.6 Výhody použití chodícího pásu u pacientů po CMP .....	21
2.7 Nejčastěji hodnocené komponenty chůze u pacientů po CMP .....	22
2.7.1 Rychlost chůze .....	22
2.7.2 Stabilita stoje.....	24
2.7.3 Stranová symetrie chůze.....	25
Diskuse.....	27
3 Chůze na chodícím páse ve srovnání s chůzí po zemi .....	27
3.1 Chůze na chodícím páse s odlehčením tělesné hmotnosti .....	29

3.1.1	Chodící pás s/bez tělesné podpory .....	29
3.1.2	Chodící pás s podporou tělesné hmotnosti ve srovnání s chůzí po zemi .....	30
3.2	Trvalost změn, dosažených terapií na chodícím pásu.....	31
3.3	Sumarizace výsledků studií za použití chodícího pásu.....	32
	Závěr .....	36
	Referenční seznam .....	37
	Seznam obrázků .....	43
	Seznam zkratk .....	44

## Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) je nejčastější příčinou invalidity u dospělých. Udává se, že první mozkovou příhodu utrpí 114 lidí na 100 000 ročně (Terent, 1993 in Teixeira da Cunha, 2002, p. 1258). Představuje jednu z hlavních celosvětových příčin úmrtnosti a nemocnosti a asi ve dvou třetinách případů trvale narušuje pohybové funkce (Williams et al., 1999; Gresham et al., 1975 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S25).

U pacientů po CMP se kromě motorického omezení objevují také senzorycké, emocionální a kognitivní poruchy (Duncan, 1994 in Hwang et al., 2015, p. 444). Zejména problémy s chůzí omezují samostatnost těchto lidí (Al-Jarrah et al., 2014, p. S25).

Přibližně 80 % pacientů po CMP je sice schopno chodit, ale vyžadují nepřetržitou rehabilitační léčbu, aby se zlepšila i kvalita chůze (Kim et al., 2003 in Awad et al., 2013, p. 379). Pouze malá část těchto pacientů může chodit dostatečnou rychlostí a vytrvalostí, která by jim umožňovala fungovat v rámci společnosti. Největší potíže jim působí pomalá chůze a nedostatečná vytrvalost. Obnovení schopnosti kvalitní chůze, a překonání těchto obtíží, je tudíž klíčovým cílem rehabilitace pacientů po CMP (Jette, 2006 in Awad et al., 2013, p. 379). Pro zlepšení stability a chůze se používají různé intervence, jako je robotika pro nácvik chůze (Fisher et al., 2011 in Hwang et al., 2015, p. 444), funkční elektrická stimulace (Bulley et al., 2011 in Hwang et al., 2015, p. 444) a chůze na chodícím pásu (Lee et al., 2013 in Hwang et al., 2015, p. 444). Právě terapie pomocí chodícího pásu u pacientů po CMP představuje hlavní způsob terapeutického nácviku chůze (Hesse, 2001 in Hwang et al., 2015, p. 444).

K vyhledávání odborných článků ke splnění cílů práce byly využity online databáze PubMed, ProQuest, Web of Science a EBSCO. Vyhledávány byly články publikované v časovém rozmezí od 1. 1. 2013 do 15. 11. 2016. Pro vyhledávání v databázích byla použita klíčová slova: cévní mozková příhoda, chůze, chodící pás, respektive jejich anglické ekvivalenty: stroke, gait, treadmill. Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov vyhledáno 38 článků v anglickém jazyce bez duplicit. S ohledem na cíle bakalářské práce byly vyřazeny studie, které hodnotily efekt chodícího pásu pro rehabilitaci chůze pacientů po CMP v akutním stádiu, nebo hodnotily spíše vliv jiné modalit na terapii chůze v kombinaci s chodícím pásem. S ohledem na cíle bakalářské práce bylo použito celkem 29 článků

v plnotextové podobě.



# Přehled poznatků

## 1 Charakteristika chůze po CMP

Funkční důsledky primárních neurologických deficitů často podmiňují sedavý způsob života, což dále omezuje aktivity běžného denního života (ADL) daného jedince a snižuje to i jeho kardiovaskulární rezervy (Teixeira da Cunha, 2002, p. 1258). U těchto lidí pak přetrvává svalová slabost, abnormální souhyby končetin a spasticita v pozměněném mechanismu chůze, což zhoršuje stabilitu, zvyšuje se riziko pádů a jsou zvýšené i energetické nároky na chůzi (Teixeira da Cunha, 2002, p. 1258). Studie ukázaly, že energetická náročnost chůze po CMP je 1,5 – 2 krát vyšší, než u zdravých jedinců (Corcoran et al., 1970 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S25).

Obecně je chůze pacientů po CMP charakterizována hlavně sníženou rychlostí, délkou kroku a kadencí, omezeným rozsahem pohybu v kloubech paretické dolní končetiny, zvýšenými energetickými náklady a stranovou časoprostorovou asymetrií (Olney, Richards, 1996 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 1/9).

Ohledně stranové symetrie/asymetrie se literatura často rozchází a uvádí rozdílné údaje. Existuje však poměrně široká shoda důkazů o tom, že asymetrie časoprostorových parametrů vzniká proto, že na paretické dolní končetině dochází ke zkrácení fáze jedné opory. Na nepostížené dolní končetině se naopak fáze jedné opory prodlužuje, a stejně tak je delší i fáze dvojí opory (Olney, Richards, 1996 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 6/9).

Dále je hemiparetická chůze po CMP často charakterizována narušenou stabilitou během chůze na paretické dolní končetině. Při odrazu paretické končetiny je snižena propulzní síla, a během paretické předšvihové a švihové fáze je zmenšená flexe v kyčli, koleni i hleznu (Heeren et al., 2013, p. 616).

Tato motorická nedostatečnost paretické končetiny negativně ovlivňuje efektivní zkrácení končetiny, které je potřeba k odlepení chodidla během švihové fáze (Cruz et al., 2009 in Burpee, Lewek, 2015, p. 1104). Výsledkem této biomechanické změny paretické dolní končetiny vzniká funkčně delší končetina, kvůli čemu je odlepení chodidla náročnější.

Výše popsané abnormality jsou odůvodněny zhoršením průběhu pohybu v souvislosti s CMP, kvůli menší svalové síle, zvýšenému svalovému napětí a nesrovnanostem v timingu aktivace svalů (Moore et al., 1993; Olney and Richards, 1996 in Burpee, Lewek, 2015, p. 1104).

## 1.1 Pohybové kompenzační strategie

Kompenzační strategie přijaté pacienty po CMP ke zvýšení stability a efektivity lokomoce jsou v literatuře popisovány majoritně časoprostorovými parametry, kinematickými a kinetickými měřeními, která referují o chůzi po zemi i na chodícím páse.

Reziduální deficity CMP ústí většinou v kompenzace typu cirkumdukční chůze (Dally, 2006 in Awad et al., 2014, p. 67) a chůze ztuhlého kolene („stiff-legged“) (Bajd et al., 1994 in Awad et al., 2014, p. 67). Chůzový vzorec tuhého kolene je přisuzován hyperaktivitě m. rectus femoris během švihové fáze (Kerrigan et al., 1991 in Burpee, Lewek, 2015, p. 1105). Tento vzorec chůze omezuje odvinutí chodidla a způsobuje zakopnutí (Sutherland and Davids, 1993 in Burpee, Lewek, 2015, p. 1105).

Kompenzace chůze často zvyšují energetické nároky. Kuo (2001, in Hsiao et al., 2015, p. 6/8) zjistil, že cirkumdukční chůze je z energetického hlediska čtyřikrát náročnější oproti fyziologické chůzi. Tyto kompenzace také zvyšují pravděpodobnost pádu (Ada et al., 2003; Anderson, Pandey, 2002 in Awad et al., 2014, p. 67).

## 1.2 Senzorické kompenzační strategie

Hlavní příčinou narušené rovnováhy a chůze pacientů po CMP je nedostatek základních smyslových vjemů a snížená centrální schopnost tyto vstupy integrovat (Kim, Oh, 2012 in Kim, Moon, 2015, p. 2935). Zatímco zdraví jedinci používají zrakové, vestibulární a propioceptivní smysly k harmonizaci stability a posturální kontroly, pacienti po CMP nejsou schopni dosáhnout stability výběrem příslušného smyslového vjemu, kvůli nedostatku interakce mezi senzorickými stimuly a centrální integrativní kapacitou (Smania et al., 2008; Bonan et al., 2004 in Kim, Moon, 2015, p. 2935).

Pacienti po CMP mají tendenci k asymetrickému držení těla a také mají často pozměněnou rovnováhu a chůzi. To se snaží korigovat pomocí vizuální kontroly, která má nahradit nedostatečné propioceptivní a vestibulární senzorické vstupy (Marigold, Eng, 2006 in Kim, Moon, 2015, p. 2935). Tato nadměrná vizuální závislost však brání zlepšení stability a schopnosti chůze (Bonan et al., 2004 in Kim, Moon, 2015, p. 2935).

## 1.3 Riziko pádu při hemiparetické chůzi

Přestože se drtivá většina pacientů po CMP znovu naučí samostatně chodit (Jorgensen et al., 1995, Friedman et al., 1990 in van Ooijen et al., 2014, p. 1008), jejich chůzi často narušují poruchy rovnováhy. Dokonce i velmi dobře zotavení pacienti mají v chronickém stádiu zvýšené riziko pádu (Hyndman et al., 2002; Weerdesteyn et al., 2008 in van Ooijen

et al., 2014, p. 1008). Přibližně 25 - 75 % pacientů po CMP prodělá pád a z toho přibližně 10 - 25 % potřebuje následnou zdravotnickou péči (Yang et al., 2011 in Kim et al., 2014, p. 657). Proto částečně i z důvodu snížení rizika pádu je zkvalitnění chůze v rehabilitaci po CPM primárním cílem (Burpee, Lewek, 2015, p. 1102).

Neúspěšné odvinutí chodidla a následné zakopnutí během paretické chůze přispívá k budoucímu zranění (Burpee, Lewek, 2015, p. 1102). K zakopnutí a pádu nedochází jen kvůli abnormalitě v jednom kloubu paretické dolní končetiny, konkrétně v hlezenním kloubu, jehož nedostatečnost ústí v přepadávání špičky a omezené dorzální flexi. Zakopnutí totiž zapříčiňuje biomechanické změny ve více kloubech paretické končetiny. (Burridge et al., 1997; Lehmann et al., 1987 in Burpee, Lewek, 2015, p. 1105).

Pro bezpečnou a samostatnou chůzi je kromě správné motorické funkce potřeba i schopnost korekce chůze ve vztahu k požadavkům prostředí, jako jsou nerovnosti a překážky v terénu a případně vyhýbání se těmto překážkám. Tento důležitý aspekt chůze (nazývaný „adaptabilita chůze“) také bývá po CMP narušený (Roerdink et al. 2009; van Swigchem et al. 2013 in van Ooijen et al., 2014, p. 1008). Navíc chůze po CMP vyžaduje větší míru pozornosti než chůze u zdravých dospělých lidí (Canning et al. 2006 in van Ooijen et al., 2014, p. 1008), obzvláště když je potřeba přizpůsobení chůze vnějším podmínkám. To omezuje zpracování souběžné kognitivní informace, jako je sledování semaforů nebo vnímání potencionálního nebezpečí zakopnutí. Evidentně narušená schopnost provádět korekci chůze, s vysokými požadavky na pozornost, omezuje chůzi v otevřeném prostoru. Z toho důvodu plyne jasná potřeba zlepšení přizpůsobivosti chůze u lidí po CMP, kteří chtějí být schopni chůze v otevřeném prostoru (van Ooijen et al., 2014, p. 1008).

## 2 Terapie na chodícím páse

Většina lidí po CMP, kteří po určitém období rehabilitace znovu dosáhnou samostatné chůze, chodí rychlostí nižší než 0,8 m/s, což vede k omezení pohyblivosti ve společnosti a snížené sociální participaci (Shmidt et al., 2007 in Combs-Miller et al., 2014, p. 874). Pro zlepšení dlouhotrvajícího zdraví a zajištění dobrých životních podmínek lidí v chronickém stádiu po CMP ( $\geq$  šest měsíců od ataky), je zásadní určení intervencí, které zlepší kvalitu chůze.

V klinické praxi jsou používány různé metody pro účinné zlepšení schopnosti chůze pacientů po CMP. Tyto metody zahrnují jednak konvenční funkční přístupy, mezi které patří posílení dolních končetin (Krebs et al., 2007 in Park et al., 2015, p. 194), Bobath koncept, PNF, nebo trénink v představě (Dunsky et al., 2008 in Park et al., 2015, p. 194). Kromě toho se používají různé technologické přístupy, například mozková stimulace nebo rytmická sluchová stimulace (Ford et al., 2007 in Park et al., 2015, p. 194). Dále se využívají léčebné metody, které kombinují funkční elektrostimulaci svalů zapojených během chůze a trénink na chodícím páse (Robbins et al., 2006 in Park et al., 2015, p. 194).

Mezi těmito metodami může v obnově schopnosti chůze pacientů po CMP dominovat právě chodící pás (Park et al., 2015, p. 194).

Trénink chůze na chodícím páse je jednoduše realizovatelná a bezpečná terapie, nápomocná pacientům po CMP pro znovuzískání kontroly při každodenních aktivitách. Nicméně terapeutické plány je třeba individuálně přizpůsobit hybnosti každého pacienta, aby byl typ intervence optimálně účinný. Schopnost každého pacienta je předurčena mnoha dalšími faktory, které zahrnují typ cévní mozkové příhody, rozsah a lokalitu poškození, věk, ve kterém se CMP vyskytla a celkový zdravotní stav (Al-Jarrah et al., 2014, p. S29).

K znovudosažení funkční mobility pacienti vyžadují opakovaný trénink se specifickými úkoly, o vysoké intenzitě (Kwakkell et al., 2004; Teasell et al., 2005 in Koopman et al., 2013, p. 2/21). Proto je chodící pás k poskytnutí tohoto druhu tréninku pro nácvik chůze používán stále častěji. Umožňuje mnoho opakování, časté a intenzivní tréninkové lekce, přičemž se zároveň snižuje pracovní zátěž terapeuta, ve srovnání s konvenčnějšími formami manuálně asistovaného nácviku chůze (viz obrázek 1). Navíc posouzení pokroku pacienta se díky začlenění různých pomocných zařízení (např. kamera nebo tlaková plošina), které mohou nahrávat interakční síly a kinematiku chůze, stává objektivnější (Hidler et al., 2005 in Koopman et al., 2013, p. 2/21).

Obrázek 1 - Prototyp robota pro rehabilitaci chůze LOPES (Koopman et al., 2013, p. 2)



## 2.1 Typy chodících pásů

### 2.1.1 Chodící pás rozšířený o virtuální realitu či vizuální kontext

Chodící pás je primárně určen pro nácvik rovné chůze; proto trénink, který zahrnuje nácvik rovné chůze na chodícím páse, nemůže reprezentovat pokrok v provádění běžných denních aktivit, jako je chůze po nerovném terénu, vyhýbání se překážkám, nebo otáčení. Mohlo by být tedy nesprávné tvrdit, že nácvik chůze na chodícím páse umožňuje pacientům úspěšně chodit v běžném životě, protože v tomto tréninku nejsou dostatečně simulovány faktory prostředí. Pro kompenzaci nedostatků takových rehabilitačních programů, se navrhuje jako alternativní opatření trénink s virtuální realitou (Yang et al., 2008 in Kim et al., 2014, p. 656).

Virtuální realita je počítačově nasimulované prostředí, které může navozovat přítomnost skutečných, či imaginárních míst. Pomocí virtuální reality se mohou obnovit smyslové zážitky, jako je chuť, zrakové vjemy, pach, zvuky a hmat (Kim et al., 1999 in Kim et al., 2014, p. 656). Virtuální realita bývá používána v neurologických rehabilitačních programech, za použití vybavení, které je podobné, jako v běžném prostředí (Yoo et al., 2013 in Kim et al., 2014, p. 656). Navíc má virtuální realita možnosti pro vytvoření motivujícího a interaktivního

prostředí, které může být ovládáno terapeutem, za účelem poskytnutí individualizované léčby v bezpečných podmínkách (Sveistrup, 2004 in Kim et al., 2014, p. 656).

Lidem po CMP působí během chůze problémy snížená schopnost korekce kroku, která zároveň vyžaduje více pozornosti. Proto byl pro nácvik adaptability chůze nedávno vytvořen chodící pás rozšířený o vizuální kontext (Roerdink and Beek 2009). Takzvaný C-Mill (ForceLink, Culemborg, The Netherlands) umožňuje pro intenzivní trénink umístování chodidla ve vztahu k vizuálním objektům (např. překážky a dosahové cíle) promítaným na povrch chodníku.

Tento promítaný vizuální kontext může být použit pro napodobování úprav chůze při specifických úkolech, vyžadovaných při chůzi v otevřeném prostoru („community ambulation“). Vývoj C-Mill byl inspirován doporučeními pro cvičební programy se zaměřením na úkol (Langhorne et al. 2011, 2009 in van Ooijen et al., 2014, p. 1008), a konkrétněji, pro začlenění složitých a nebezpečných situací každodenní chůze do tréninkových programů (Holleran et al. 2014; Weerdesteyn et al. 2008 in van Ooijen et al., 2014, p. 1008).

Trénink na C-Mill je dobře snášená a oceňovaná forma nácviku chůze u lidí v chronickém stádiu po CMP, s klinickým potenciálem pro zlepšení stability, chůze, fyzické aktivity a přesnosti úpravy kroku (Heeren et al., 2013 in van Ooijen et al., 2014, p. 1009).

### **2.1.2 Chodící pás s podporou tělesné hmotnosti**

Trénink na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti se ukazuje jako efektivní v obnovování snížených funkcí chůze mírných i těžkých hemiparéz, a to i u nechodících pacientů (Bogey, Hornby, 2007; Yagura et al., 2006 in Uçar et al., 2014, p. 451).

Odůvodněním efektivity tréninku na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti u pacientů po CMP je fakt, že ačkoliv částečná podpora tělesné odstraňuje určitou zátěž, chůzové pohyby mohou být na chodícím pásu facilitovány aktivováním spinálních a supraspinálních sensorimotorických korových center (Hesse et al., 2008 in Uçar et al., 2014, p. 451).

### **2.1.3 Přístroje podporující aktivní spolupráci pacienta**

Přístroje „první generace“, jako je Lokomat (Hocoma AG, Švýcarsko) nebo AutoAmbulator (HealthSouth, USA), byly původně vyvinuty tak, aby facilitovaly obnovu chůze tím, že pohybovaly dolními končetinami pacienta v předem daných pohybových vzorech. Asistenční zařízení Lokomat je roboticky poháněná jednotka, která se připojuje

paralelně k segmentům dolních končetin a pohybuje se současně s pacientem, za účelem automatizovat lokomoční terapii na chodícím pásu a zlepšit efektivitu tréninku na chodícím pásu. V tomto systému může být v počítačovém programu regulována míra podpory tělesné hmotnosti a rychlost chůze. Pacient může sledovat kvalitu chůze na obrazovce, kde se vidí jako v zrcadle nebo v prostředí virtuální reality. Na pacienta, který není schopný fyziologické chůze kvůli hemiparéze, jsou připevněny pásové popruhy a roboticky asistovaný systém vykonává chůzi, která je podobná té na nepostižené straně (Ucar et al., 2014, p. 448).

## **2.2 Regulace chůze na páse pomocí odporu**

Jeden z nejdůležitějších faktorů podporující terapeutický výsledek, je aktivní účast pacienta. Je prokázáno, že aktivní spolupráce zlepšuje motorické učení (Lotze et al., 2003; Kaelin-Lang et al., 2005 in Koopman et al., 2013, p. 2/21) a také hraje důležitou roli při rehabilitaci poruch chůze (Perez et al., 2004 in Koopman et al., 2013, p. 2/21). Původně byly chodící pásy navrženy tak, aby podpořily chůzi pacienta tím, že pohybovaly nohama v určitých předepsaných pohybových vzorech. To snížilo potřebu pacienta aktivně přispívat k požadovanému pohybu. Pohybování nohama rigidním způsobem vede ve srovnání s manuální asistencí ke snížení a ovlivnění volní svalové aktivity, případně to vede pacienta ke spoléhání se na podporu (Israel et al., 2006; Hidler, Wall, 2005 in Koopman et al., 2013, p. 2/21). Rigidní kontrola trajektorie také omezuje přirozenou variabilitu chůze a možnost udělat chybu malého pohybu. Tyto malé chyby přitom podporují motorické učení (Emken, Reinkensmeyer, 2005 in Koopman et al., 2013, p. 2/21).

S cílem podpořit aktivní účast a umožnit přirozenou variabilitu chůze, řídí stále více robotických zařízení interakční síly používáním odporu nebo kontrolních algoritmů (Banala et al., 2009; Duschau-Wicke, 2010 in Koopman et al., 2013, p. 2/21). Navádí nohu spíše tlakem odporu, než že by ji vedly po trajektorii. Odpor nebo přijetí řízení může také učinit chování robota flexibilnější a adaptivnější vůči pacientovým schopnostem, pokrokům a aktuální spolupráci. V závislosti na úrovni odporu může každý dělat malé chyby, které podporují motorickou obnovu. U pacientů se také může zvýšit motivace, protože se vyšší úsilí pacienta odráží v jeho pohybovém vzoru. Řídící programy založené na tomto principu se proto nazývají „kooperativní“, „pomoc dle potřeby“, nebo „přizpůsobivé“ kontrolory (Koopman et al., 2013, p. 2/21).

Použití kontroly odporu místo kontroly polohy, nicméně přináší nová úskalí. Zaprvé, nízká úroveň odporu zvyšuje riziko, že jedinec a robot začnou chodit mimo cyklus. Následně

bude robot pacientovi vytvářet spíše odpor, než podporu. Proto, aby se předešlo problémům se synchronizací, byly navrženy různé algoritmy. Na základě rozdílu, mezi aktuální fází pacienta a robota, vzniká odpověď změnou kadence, nebo se může zrychlit nebo zpomalit referenční vzor robotické kontroly pohybu. To lze provést kontinuálně, nebo stupňovitě (Aoyagi et al., 2007; Emken et al., 2008 in Koopman et al., 2013, p. 3/21).

Pro část krokového cyklu, kdy dochází k odvíjení chodidla, bylo pro chodící pás vyvinuto řízení založené na principu Virtual Model Control (Pratt, 1995 in Koopman et al., 2013, p. 3/21). Tento druh řízení poskytuje elegantní způsob prevence problémů se synchronizací chodícího pásu pouze kontrolováním specifických dílčích částí během příslušné fáze krokového cyklu. Použití Virtual Model Control tak umožňuje přímé přizpůsobení podpory pro specifické potřeby každého jedince nastavením kontrolorů pro postižené části. Pilotní studie na malém počtu zdravých jedinců–ukázala, že tato metoda umožňuje selektivní kontrolu odvíjení chodidla, přičemž ponechává zbývající pohybové vzory převážně přirozené (Van Asseldonk, 2007 in Koopman et al., 2013, p. 3/21).

Za druhé, úroveň odporu musí odpovídat pacientovým schopnostem a pokroku v obnově chůze, což se může výrazně lišit kvůli rozdílné úrovni zvýšeného svalového tonu, svalové slabosti, nebo ztrátě koordinované kontroly. Proto se výběr vhodného nastavení stává obtížným procesem. Ve většině aplikací je množství podpory nastavováno obsluhou na základě metody „pokus – omyl“. Nastavení úrovně podpory příliš nízko může působit nebezpečnou situací, zatímco příliš mnoho asistence může snížit aktivní spolupráci pacienta. K automatizaci procesu nastavení úrovně podpory mohou být použity dvě strategie. Úroveň podpory může být upravena na základě zvýšeného úsilí pacienta (detekovaného senzory síly), nebo na základě kinematických chyb (Riener et al., 2005, Emken et al., 2008 in Koopman et al., 2013, p. 3/21).

Emken et al. (2008 in Koopman et al., 2013, p. 3/21) vyvinul kontrolu pohybu založenou na chybách s faktorem zapomínání. Algoritmus systematicky redukuje úroveň odporu, když jsou kinematické chyby méně časté, a zvyšuje odpor, když jsou chyby častější. Pokud jedinec (byť nevědomě) sníží úsilí, nebude docházet k žádné podpoře. Pouze pokud se jedinec nedokáže přizpůsobit referenčnímu vzoru po delší dobu, bude podpora zvýšena. To by mělo zabránit pacientovi, aby se stal závislý na podpoře. Zároveň to umožňuje normální fyziologickou variabilitu chůze pomocí snižování podpory na co nejmenší.

Za třetí, i přes přizpůsobivou úroveň podpory je celý pohyb stále potenciálně jištěn. To znamená, že pacient obdrží podporu během fází chůze, kde jeho výkon klesá, přičemž nehraje roli, jestli je pacient méně schopný, spoléhá se na podporu, nebo je unavený. Také je



omezena možnost soustředit terapii na specifické aspekty pohybového vzoru, který vyžaduje zvláštní pozornost.

Za čtvrté, řízení podpory potřebuje pro určení podpůrné síly alespoň nějaký referenční vzorec. Tyto vzory jsou většinou založeny na předem nahraných trajektoriích od zdravých dobrovolníků, avšak jejich hlavní omezení spočívá v tom, že nejsou veřejně k dispozici. Navíc většina vzorů je nahrávána v omezeném počtu rychlostí, přičemž preferovaná rychlost pacienta může být pouhých 0,1 km/h (Koopman et al., 2013, p. 3/21).

## **2.3 Trénink chůze zaměřený na funkci**

Pro správnou obnovu funkční chůze je třeba přizpůsobovat podmínky během nácviku chůze. Podle účinku teorie učení (Granger et al., 1979 in Srivastava et al., 2015, p. 350) dochází k nejlepšímu motorickému učení tehdy, pokud je provádění během nácviku dobře přizpůsobeno výkonu, který je požadovaný k uchování a přenesení do přirozených podmínek. Motorické učení odráží účinnost cvičení na neurální úrovni, protože učení zahrnuje integraci motorických a senzorických informací, které jsou během cvičení k dispozici (Nudo et al., 1996 in Srivastava et al., 2015, p. 350). Účinnost této teorie učení je v souladu s nedávnými poznatky, týkajícími se obnovy nervového systému a neuroplasticity, které ukázaly, že činnost s úkolem zaměřeným na funkci působí změny v nervovém systému, které korelují se zlepšením v motorickém chování. Nedávná studie ukázala, že trénink zahrnující komplexnější motorické úkoly zvyšuje obnovu nervového systému a funkční výkon, a může také vyvolat změny v kortikomotorické excitabilitě (Schmidt, Lee 1998 in Srivastava et al., 2015, p. 350).

Proto je dnes významnou součástí rehabilitace po CMP trénink se zaměřením na funkci. Chodící pás splňuje předpoklady ohledně dvou principů motorické kontroly, konkrétně schopnost přizpůsobovat chůzi a adekvátně udržet pozornost pacienta (van Ooijen et al., 2014, p. 1009). Takový trénink podporuje opětovné učení svalové činnosti nezbytné pro plnění úkolů opakovaným výcvikem jednotlivců ve smysluplných cvičebních úkolech. Proto se četné úkoly pro léčbu pacientů po CMP se stávají různorodějšími a specifičtějšími (Bayley et al., 2008 in Awad et al., 2013, p. 379).

Již dříve bylo zjištěno, že opakovaný trénink se zaměřením na funkci, jako je trénink na chodícím pásu, zlepšuje u pacientů po CMP rovnováhu prostřednictvím motorického přeučení, díky zvýšení neuroplasticity a reorganizaci v mozku (Harvey, 2009 in Hwang et al., 2015, p. 450). Na základě procesu senzomotorické integrace, senzorická stimulace poskytována pohybem postižených končetin přímo působí na plynulý motorický výkon

(Rosenbaum et al., 2001 in Hwang et al., 2015, p. 450). Jinými slovy, zhoršení somatosenzorické odezvy je u pacientů po CMP odpovědné za opožděné motorické zotavování. Tudíž je nezbytné použít pro lepší motorické zotavování vhodnou stimulaci somatosenzorické odpovědi (Wu et al., 2006 in Hwang et al., 2015, p. 450). V souladu s dřívějšími studii se prokázala aktivace poškozených eferentních drah nejefektivněji v kombinaci s aktivním pohybem (Boyaci et al., 2013 Wu et al., 2006 in Hwang et al., 2015, p. 450). Somatosenzorické stimuly během chůze tak mohou pacientům po CMP zlepšit vzorec chůze (Lin et al., 2012 in Hwang et al., 2015, p. 450).

Kromě neurální adaptace nastávají díky intenzivnímu aerobnímu cvičení na chodícím pásu po třech až šesti měsících také svalové změny (Werner, 2002, p. 2899).

Z výše uvedeného vyplývá, že nejlepší výsledky v lokomoci mají pacienti po CMP, kteří se účastnili vysoce intenzivních tréninkových intervencí zaměřených na funkci. Podle studie Srivastava et al. (2015, p. 350) byla většina (80 %) pacientů schopna dokončit čtyřtýdenní tréninkový program. To naznačuje, že lokomoční trénink zaměřený na funkci snáší pacienti po CMP v chronické fázi velmi dobře. Také je důležité poznamenat, že účinek tréninku byl hodnocen pouze na základě měření chůze po zemi, což pro pacienty představuje skutečné benefity. Úspěchy, dosažené během takového tréninku, mohou navíc zlepšit funkční schopnosti a provádění ADL.

## **2.4 Kritéria pro výběr vhodné cílové skupiny k terapii chůze na páse**

Pro správné zacílení terapie je rozhodující, zda se předem určí vhodní adepti pro konkrétní typ intervence. Určujícím kritériem může být více různých parametrů, ať už počáteční rychlost chůze (Awad et al., 2013, p. 381), stabilita (Al-Jarrah et al., 2014, p. S31), či reakce na jednorázovou dávku terapie (Bonnyaud et al., 2014, p. 481).

### **2.4.1 Výchozí rychlost pacienta**

Rychlost chůze je u pacientů po CMP měřítkem jejich funkčních schopností. Terapeut proto může vybrat léčebnou metodu založenou právě na ní. Awad et al. (2013, p. 381) tvrdí, že pacienti s vyšší rychlostí chůze vykazují podobné zlepšení ve vytrvalosti, rychlosti a rovnováze při terapii na chodícím páse jako při tréninku chůze po zemi. Pacienti s nižší rychlostí chůze však vykazují větší zlepšení ve vytrvalosti pomocí nácviku po zemi. Podle výsledků této studie se tudíž pro pomalejší pacienty doporučuje spíše chůze po zemi, než chodící pás.

### **2.4.2 Stabilita pacienta**

Zajímavý poznatek přináší Al-Jarrah et al. (2014, p. S30), který zkoumal efektivitu individualizovaného tréninku na chodícím pásu na funkční výsledky. Zaměřil se na stabilitu chůze hodnocenou pomocí Bergovy balanční škály (BBS). Před výběrem vhodné terapie je nutné zohlednit i tento faktor, protože silně souvisí s výskytem pádů (Tilson et al., 2012 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S30).

Hlavním zjištěním této studie bylo, že pacienti po CMP, kteří měli BBS skóre nižší než 41, těžili ze silového tréninku na chodícím pásu více, než pacienti s vyšší úrovní BBS. Proto nízká úroveň BBS může být důvodem pro použití chodícího pásu během terapie.

Pacienti s BBS škálou nižší než 41 dosáhli pomocí silového tréninku na chodícím pásu zlepšení schopnosti chůze, stability i rychlosti chůze. Studie navíc uvádí, že výrazné benefity z terapie u pacientů poté přetrvávaly dalších 6 měsíců, kdy byli pacienti ještě sledováni (Al-Jarrah et al., 2014, p. S31).

### **2.4.3 Účinnost jednorázového tréninku**

Studie Bonnyaud et al. (2014, p. 481) srovnávala efekt jednorázového nácviku chůze po zemi a nácviku chůze na chodícím pásu na aktivity spojené s chůzí. Zlepšení po tomto tréninku mělo představovat opět indikátor vhodné terapie. Výsledky ukázaly, že nácvik chůze po zemi v porovnání s nácvikem na chodícím pásu vykazuje u hemiparetických pacientů srovnatelné zlepšení při aktivitách spojených s chůzí.

Nicméně samotný efekt jednorázového nácviku chůze naznačuje, že pacienti mají vysokou pravděpodobnost, že budou těžit z několika dalších terapií daného typu.

## **2.5 Význam použití zábradlí během chůze na pásu**

Chodící pásy jsou v klinické praxi pro nácvik chůze u pacientů po CMP široce používány proto, že prostředí chůze poskytované chodícím pásem simuluje podobné podmínky chůze po zemi (Kim et al., 2011 in Kang et al., 2015, p. 833). Oproti chůzi po zemi si však při tréninku na chodícím pásu mohou pacienti navíc položit ruce na zábradlí a v případě potřeby je použít jako podporu. Většina pacientů po CMP při chůzi na chodícím pásu zábradlí využívá, což bývá strategie pro korekci či zlepšení stability (Froelicher et al., 1975 in Kang et al., 2015, p. 833). Je prokázáno, že i lehké držení zábradlí snižuje psychologický stres z nestability chůze a podporuje její kontrolu (Jeka et al. 1997 in Kang et al., 2015, p. 833).

Ačkoliv fyziologická omezení, jako je svalová síla nebo energetické náklady jsou při chůzi důležitými faktory, preference strategie může být výrazně ovlivněna strachem z pádu (Barak et al., 2006 in Hsiao et al., 2015, p. 7/8). Například pokud by větší síla hlezenního kloubu pro zvýšení rychlosti měla zároveň zvýšit riziko pádu, pacient po CMP se této strategii pravděpodobně vyhne i na úkor metabolické efektivity.

Použití zábradlí také může ovlivnit vzorec chůze a distribuci síly. Například pacienti mohou použít zábradlí jako odlehčení části jejich tělesné hmotnosti a tudíž snížit potřebnou sílu dolních končetin (Hsiao et al., 2015, p. 7/8).

Při používání opory o madla je velmi důležité, aby byla váha rovnoměrně rozložena na obou stranách, avšak to pacienti obtížně rozlišují (Hoyer, 2012 in Hoyer, 2015, p. 8). Stejná opora na obou stranách hraje při terapii důležitou roli, protože se pozitivně odráží na symetrii chůze (Hoyer, 2012 in Hoyer, 2015, p. 8). Držení se zábradlí však může způsobovat, že místo toho, aby jedinci stáli vzpřímeně, se k němu budou naklánět. Nicméně podle výsledků studie Hsiao et al. (2015, p. 8/8) závisí síla při použití zábradlí specificky na každém jedinci a nekoreluje s mechanismem zvyšování propulze. To bylo ve studii patrné například na třech jedincích, kteří sice použili podobnou sílu na zábradlí, ale velmi rozdílné strategie dolních končetin ke zvýšení propulze.

Lehký dotek pomocí konečků prstů pacientů se senzorickou neuropatií periferních nervů může také částečně zmírnit narušení funkce jejich posturální kontroly. Dokonce může snížit posturální výkyvy, což je také přínosné. Posturální výchyly se během stoje na jedné noze nebo se zavřenýma očima ve stoji snižují právě lehkým dotekem konečky prstů na fixní objekt (Lackner et al., 1999 in Kang et al., 2015, p. 833).

Pacienti na chodícím pásu se obvykle o své ruce nestarají, nicméně výsledky studie Kanga et al., (2015, p. 835) připomínají, že použití zábradlí je velmi důležité pro posturální stabilitu. Může také zlepšit poměr tlaku chodidla a zatěžovanou oblast zadní části nohy.

Z této studie vyplynulo, že skupině držící se zábradlí narostl tlak planty a kontaktní oblasti zadní části chodidla. Vjem pocházející z rukou snižuje výkyvy těla, což také pomáhá kontaktu paty s podložkou. Lehký dotek nebo taktilní vjem získaný držením madel, pravděpodobně způsobuje lepší posturální stabilitu. Posturální kontrola ve smyslu senzomotorického procesu může měnit schopnost vytváření síly, stejným způsobem jako to dělá periferní proprioceptivní systém. Předpokládá se, že zlepšená posturální stabilita může změnit propriocepci dolních končetin a ovlivnit poměr kontaktu paty. Jinými slovy, zvýšení posturální stability může měnit úhly kloubů dolních končetin a zvýšit tak poměr kontaktu paty, že je podobný fyziologické chůzi (Vuillerme et al., 2007 in Kang et al., 2015, p. 835).

Na druhou stranu pacienti, kteří absolvují tradiční nácvik chůze a madla k dispozici nemají, se musí vypořádat s reálnými možnostmi prostředí, což pro ně může být také přínosné (Hoyer, 2015, p. 8).

## **2.6 Výhody použití chodícího pásu u pacientů po CMP**

Nácvik chůze po zemi představuje finančně nenáročnou metodu a také nevyžaduje mnoho pomůcek a personálu (Combs-Miller et al., 2014, p. 881). Chodící pás však nabízí mnoho jiných výhod, které by při běžné chůzi po zemi nemohly být poskytnuty.

Chodící pás umožňuje udržovat konstantní tréninkovou rychlost a vyžaduje relativně málo prostoru. Většina chodících pásů také může poskytnout i nácvik chůze do kopce a z kopce, což není při běžné chůzi po zemi vždy možné. Trénink chůze z kopce využívá hlavně excentrické pohyby svalů, zatímco trénink chůze nahoru hlavně koncentrické pohyby. V průběhu běžné chůze svaly kontrahují za použití především excentrické modality (Rose, Gamble, 1994 in Carda et al., 2013, p. 937). Použitím tréninku z kopce proto pacienti trénují pohyb bližší fyziologické aktivaci, což podpoří průběh vlastní chůze (Carda et al., 2013, p. 937).

U nácviku chůze na chodícím pásu je možnost použít strategii podpory, ve které dostávají pacienti podporu spíše na základě jejich výkonu v dílčích úkolech během chůze, než na základě jejich celkového pohybu dolními končetinami (Koopman et al., 2013, p. 3/21). Svalová aktivita během chůze může být totiž rozložena do různých „modulů“ (McGowan, 2010; Neptune et al. 2009 in Koopman et al., 2013, p. 3/21). Tyto moduly bývají spojeny se specifickou složkou chůze (např. s propulzní silou nebo s odvíjením chodidla). U jedinců po CMP může být poškozena v určitém stupni každá z těchto složek, aniž by automaticky postihovala ty ostatní. Použitím chodícího pásu se tak terapie zaměří přímo na problém pacienta. Na selektivní podporu těchto dílčích částí, založenou na schopnostech pacienta, lze pohlížet jako na rozšíření principu „podpora dle potřeby“. Také práce obou nohou může být posuzována samostatně, protože u většiny pacientů po CMP bude paretická noha s větším motorickým deficitem než noha neparetická. Dále terapeut může využít možnosti navýšit intenzitu chodícího pásu k přizpůsobení s motorickými funkcemi každého pacienta. Je možno předpokládat, že zisk z takového tréninku bude převeden do běžného vzoru chůze (Langhammer, 2010, p. 52).

Nelze opomenout možnost tréninku na chodícím páse s využitím virtuální reality. Virtuální trénink chůze se jeví u pacientů v chronické fázi po CMP jako dobrý přístup pro zlepšení výkonu chůze. V časoprostorových parametrech chůze se následně zlepšuje rychlost

a kadence chůze (Cho, Lee, 2013 in Ucar et al., 2014, p. 451), generování síly hlezenního kloubu při odrazu a zvětšují se exkurze pohybu hlezenního a kolenního kloubu paretické dolní končetiny (Mirelman et al., 2010 in Ucar et al., 2014, p. 451).

V neposlední řadě může být chůze na chodícím pásu také víc motivující, než jednotvárná chůze po nemocničních chodbách (Langhammer, 2010, p. 52).

## **2.7 Nejčastěji hodnocené komponenty chůze u pacientů po CMP**

Komponenty chůze, mezi které patří rychlost, stabilita a symetrie, jsou pro pacienty po CMP velice důležité (Hesse, 2008 in Park et al., 2015, p. 199; Meijer et al., 2011 in Combs et al., 2013, p. 448). Rychlost modifikuje dynamickou stabilitu lokomoce (England, Granata, 2007 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 6/9), ovlivňuje symetrii končetin u hemiparetických jedinců (Lamontagne, Fung, 2004 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 6/9), a koreluje s časoprostorovými parametry hemiparetické lokomoce (Roth et al., 1997 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 6/9).

Trénink na chodícím pásu pomáhá tyto komponenty terapeuticky ovlivňovat, a představuje v tomto ohledu realizovatelnou a bezpečnou terapii (Al-Jarrah et al., 2014, p. S29). Zlepšení parametrů chůze, je přisuzováno soustředěnému a specifickému tréninku, motorickému zotavení a zlepšení schopností opakovaným cvičením (Srivastava et al., 2016, p. 240).

### **2.7.1 Rychlost chůze**

Současná rehabilitace chůze se u jedinců po CMP soustředí na zvýšení rychlosti chůze, protože na tom významně závisí prognóza stavu po atace. Ukázalo se, že vyšší rychlost chůze vede k větší účasti ve společnosti a k zvýšené kvalitě života (Schmid et al., 2007 in Hsiao et al., 2015, p. 1/ 8). Schopnost zrychlit chůzi během běžných aktivit, jako je přecházení silnice nebo vyhnutí se překážkám, je nezbytné pro úspěšné zvládnutí chůze ve venkovním prostředí (Middleton et al., 2014, p. 473).

Rychlost chůze poukazuje na funkční stav a klinické zlepšení pacienta (Roth et al., 1997 in Carda et al., 2013, p. 937). Také změněná rychlost chůze významně ovlivňuje metabolické náklady zdravých i hemiparetických jedinců (Brouwer et al., 2009 in Rinaldi, Monaco, 2013, p. 6/9). Maximalizování rychlosti chůze se z těchto důvodů stává obvyklým terapeutickým cílem.

Pacienti po CMP chodí ve srovnání se stejně starými zdravými jedinci pomaleji (Olney, Richards, 1996; Suzuki et al., 1999 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S29). Tato pomalejší chůze se odráží ve snížené délce kroku a kadenci a ve zvýšených deviacích chůze.

Normální rychlost chůze u zdravých dospělých lidí je 1,3 m/s (Bohannon, 1997 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S29) a kapacita chůze měřená pomocí 6MWT dosahuje průměrně hodnot 576 m pro muže a 494 m pro ženy (Enright, Sherrill, 1998; Dean et al., 2000 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S29). Dřívější studie uvádějí, že pro pacienty po CMP činí průměrná vzdálenost u 6MWT pouze 250 m nebo 0,7 m/s (Ada et al., 2009; Dean et al., 2001 in Al-Jarrah et al., 2014, p. S29).

Dalším aspektem porušené chůze pacientů po CMP bývá propulzní síla, která souvisí s rychlostí (Bowden et al., 2006 in Hsiao et al., 2015, p. 1/8). Zlepšení paretické propulzní síly tudíž koreluje se změnami v samostatně zvolené rychlosti chůze a se změnami v nejvyšší pohodlné rychlosti chůze (Bowden et al., 2013 in Hsiao et al., 2015, p. 1/8). Tuto paretickou propulzní sílu lze pomocí chodícího pásu terapeuticky ovlivnit a sekundárně tak zvýšit rychlost chůze (Peterson et al., 2010 in Hsiao et al., 2015, p. 1/8).

Důkazem jsou výsledky studie Hsiao et al. (2016, p. 3), ve které vykazovali účastníci zlepšení paretické propulzní síly, a také se jim zvýšila rychlost chůze. Tento vztah ukazuje, že neurální regenerace paretické dolní končetiny následně přispívá k pokrokům v rychlosti chůze.

Dále se pokles rychlosti chůze u pacientů po CMP přičítá problémům s kontrolou centrálního generátoru vzorů chůze. Aferentní stimulace při specifické rychlosti, poskytovaná pohybem chodícího pásu, aktivuje spinální a kmenové centrální generátory vzorů a způsobuje zvýšení rychlosti chůze (Barbeau, 2003 in Park et al., 2015, p. 198). To bylo prokázáno i ve studii Laufer et al. (2001 in Park et al., 2015, p. 198) kde následkem vstupu kontinuálních stimulů pomocí chodícího pásu pacienti dosáhli vyšší rychlosti chůze, než pacienti, kteří absolvovali nácvik chůze po zemi.

Terapii chůze na páse podporuje i studie Park et al. (2015, p. 199), ve které pacientům po tréninku také vzrostla rychlost chůze, a zároveň se jim snížil krokový cyklus. Změny v rychlosti chůze jsou úzce spjaty s kadencí a také s délkou kroku, a naopak zlepšení v délce kroku vede k následnému zlepšení rychlosti chůze (Lin et al., 2006 in Park et al., 2015, p. 199).

## 2.7.2 Stabilita stoje

U pacientů s neurologickým poškozením, jako je cévní mozková příhoda, bývá pozorováno značné zhoršení stability stoje (Kim et al., 2014, p. 656). Prevalence CMP se navíc zvyšuje s věkem, a proto se musí vzít v potaz zvýšená náročnost pro udržení stability u starších lidí (Al-Jarrah et al., 2014, p. S29).

Stabilita je komplexní proces, který zmírňuje posturální výkyvy minimalizováním odchylky těžiště od opěrné báze (Rose, 2003 in Kim et al., 2014, p. 656) a udržuje posturu těla během volných procesů, díky přesné odpovědi na pertubace (Berg et al., 1992 in Kim et al., 2014, p. 656). U pacientů po CMP je to také důležitý ukazatel výstupů rehabilitace.

Stabilita je klíčová pro provádění různých aktivit běžného denního života a chůze v otevřeném prostoru (Tyson et al., 2006 in Kim et al., 2014, p. 656). Může být negativně ovlivněna svalovou slabostí, spasticitou, nepohyblivostí kloubů, bolestí, vizuálními deficity, nebo ztrátou propriocepce (Rosén et al., 2005 in Kim et al., 2014, p. 656).

Ve srovnání se zdravými jedinci ve stejné věkové kategorii, mají lidé po CMP téměř dvakrát tak výrazné výkyvy těla (Perry et al., 1995 in Kim et al., 2014, p. 655). Zejména pohyb těžiště je zpomalen kvůli asymetrickému nesení hmotnosti, což ústí v posturální nestabilitu, která výrazně kompromituje schopnost chůze těchto pacientů (Jung et al., 2013 in Kim et al., 2014, p. 655). Snížená posturální stabilita pacientů po CMP snižuje jistotu pohybu a omezuje fyzickou aktivitu. Navíc zvyšuje riziko pádu a prohlubuje sedavý způsob života, který ústí v sekundární disabilitu (Salbach et al., 2005 in Kim et al., 2014, p. 655).

Pro dosažení stability je vyžadováno simultánní a kontinuální zpracování informací z různých systémů, které zahrnují informace ze zrakového, vestibulárního a proprioceptivního aparátu (Park et al., 2013 in Kim et al., 2014, p. 655). Navíc jsou pro dosažení stability nezbytné kognitivní integrace, funkce mozečku, a motorická zpětná vazba (Ng, Hui-Chan, 2005 in Kim et al., 2014, p. 655).

Pro zajištění bezpečné chůze a úspěšné fyzické aktivity, by pacienti po CMP měli být schopni vyhnout se překážkám a nepředvídatelným změnám v cestě (Perry et al., 1995 in Kim et al., 2014, p. 655). Stejně tak musí být člověk pro nezávislou a bezpečnou chůzi v otevřeném prostoru schopen přizpůsobit chůzi požadavkům a omezením prostředí, jako je chůze v davu nebo na nerovném terénu.

Schopnost takové adaptability chůze je však u lidí po CMP narušena, a souvisí právě se sníženou schopností rovnováhy (Nonnekes et al., 2010 in Heeren et al., 2013, p. 616). S kompenzací těchto obtíží v kontrole stability během korekce kroku si lidé po CMP



pomáhají vytvářením různých nefyziologických pohybových strategií, kterým je třeba předcházet (Said et al., 2008 in Heeren et al., 2016, p. 616).

Pro zlepšení poruch stability bývají realizované různé tréninkové programy, přičemž chodící pás je běžně používané zařízení, které může podporovat optimální kontrolu stability během lokomoce. Trénink stability v kombinaci s chodícím pásem u pacientů po CMP údajně přináší excelentní zlepšení (Yoo et al., 2013 in Kim et al., 2014, p. 655).

Proto vznikají i počítačové programy pro nácvik chůze, jako např. Target Stepping Task, ve kterém má pacient za úkol šlapat na cíle objevující se v průběhu kroku mediálně nebo laterálně vůči chodidlu, což vyžaduje aktuální úpravu kroku (Heeren et al., 2013, p. 616).

Vývoj vhodných programů chůze, které zahrnují nácvik rovnováhy a adekvátní reakce na překážky v prostředí (schody, obrubníky nebo variabilní povrchy), vede u pacientů k úspěšnějšímu snižování vnímaných limitací při vykonávání různých aktivit (Combs-Miller et al., 2014, p. 881). Tréninkové programy na chodícím pásu dokazují při zkvalitňování chůze a schopnosti rovnováhy hemiparetických pacientů efektivitu terapie (Takami, Wakayama, 2010 in Shin et al., 2015, p. 1215).

### **2.7.3 Stranová symetrie chůze**

Dosažení rovnováhy těla vede ke snížení celkové spotřeby energie pro organismus (Umberger, 2008 in Shin et al., 2015, p. 1215). Proto je důležité obnovit také symetrii chůze, aby bylo dosaženo funkčních lokomočních vzorů (Park et al., 2010 in Shin et al., 2015, p. 1215). Hemiparetičtí pacienti mají během chůze velký problém s držením rovnováhy kvůli asymetrii dolních končetin a taktéž kvůli omezení pohybu na paretické horní končetině (Wagenaar, Emmerik, 1994 in Shin et al., 2015, p. 1215). Částečně to je způsobeno i tím, že jim chybí rotační kompenzace rukou v opačném směru vůči rotaci pánve. To hraje během fyziologické chůze důležitou roli v dosažení stability těla (Ohsato, 1993 in Shin et al., 2015, p. 1215).

Mnoho vážně postižených pacientů po CMP má během švihové fáze krokového cyklu potíže s nesením celé své tělesné hmotnosti na paretické dolní končetině. Tréninkem na chodícím pásu se zvyšuje zatížení postižené dolní končetiny, čímž se podporuje symetrie a facilituje posun hmotnosti těla, současně s kontrolou postury (Bonnyaud et al., 2013 in Ucar et al., 2014, p. 448).

Trénink na chodícím pásu je u těchto pacientů účinný pro zlepšení symetrie chůze také tím, že generuje stálou délku kroků, nesnižuje kvalitu chůze a facilituje funkce dolních

končetin na parietické i zdravé straně (Hesse, 2008 in Park et al., 2015, p. 199). Navíc trénink na chodícím pásu zlepšuje schopnost chůze aktivováním centrálního generátoru vzorů (Park et al., 2015, p. 199).

## Diskuse

### 3 Chůze na chodícím pásu ve srovnání s chůzí po zemi

Na obnovu funkční chůze má bezesporu vliv typ použité terapie, ale i samotná intenzita tréninku představuje významný indikátor úspěšné rehabilitace. Svědčí o tom studie Bonnyaud et al. (2014, p. 477), jejímž cílem bylo srovnat okamžitý účinek jednorázového tréninku chůze po zemi, který zahrnoval otočky, s jednorázovým tréninkem na chodícím pásu, a porovnat vliv, jaký to má na funkční kapacitu chůze, měřenou testem Timed Up and Go (TUG) u chronických hemiparetických pacientů.

Test TUG je komplexnější úkol, než jen rovná chůze, zahrnující podúkoly ve smyslu posazení, otočení a opětovné posazení. Takové komplexní testování může odrážet skutečnou funkční obnovu, protože až 40 % všech kroků, nachozených každý den, jsou otočky (Glaister et al., 2007 in Chen et al., 2014, p. 45). Otáčení vyžaduje, aby centrální nervový systém koordinoval přeorientování celého těla na jinou stranu, a změnil směr pohybu (Hase, Stein, 1999 in Chen et al., 2014, p. 45). Dosažení stability během otáčení, vyžaduje komplexní integraci různých sensorických systémů (vestibulární, zrakový, somatosenzorický) a na to vše vytvoření motorické odpovědi (Koutakis et al., 2013 in Chen et al., 2014, p. 45). Navíc jsou během otáčení oproti rovné chůzi zvýšené mediolaterální výchylky (Orendurff et al., 2006 in Chen et al., 2014, p. 45) a nároky na svalovou aktivitu (Courtine, Schieppati, 2003 in Chen et al., 2014, p. 45).

Test TUG je velmi užitečný pro měření základní aktivity chůze, která se týká samostatnosti v běžném denním životě. Hodnotí celkový čas potřebný k postavení ze židle, k ujití tří metrů, otočení se, vrácení zpátky a posazení (Podsiadlo, Richardson, 1991 in Bonnyaud et al., 2014, p. 477). Tento rychlý a jednoduchý test má navíc vynikající spolehlivost a dobrou senzitivitu pro detekci klinických změn u pacientů po CMP (Hiengkaew, 2012 in Bonnyaud et al., 2014, p. 479).

Protože dvě fáze rovné chůze představují největší část testu TUG, ukázal se chodící pás účinnějším než chůze po zemi. Což na první pohled potvrzuje předpoklad, že se výkon v testu TUG výrazněji zlepšil pomocí tréninku na chodícím pásu (Laufer et al., 2001; Pohl et al., 2002 in Bonnyaud et al., 2014, p. 479).

Vyšlo však najevo, že na provádění TUG testu neměl vliv typ nácviku chůze (chůze po zemi nebo na chodícím pásu). Nácvik chůze prováděný po zemi vykazuje podobný efekt

na aktivity spojené s chůzí jako nácvik chůze na chodícím pásu (hodnocené testem TUG). Tato informace tedy naznačuje jiný výsledek, než se předpokládalo. Tento výsledek potvrzuje další studie Bonnyaud (2013 in Bonnyaud et al., 2014, p. 480), která ukázala podobné zlepšení v biomechanických parametrech u obou technik pomocí jednorázového nácviku chůze u hemiparetických pacientů.

Jedno vysvětlení, proč byl ve výsledcích testu TUG nedostatečný rozdíl mezi nácvikem chůze na chodícím pásu a po zemi, mohou být rozdílné tréninkové podmínky (po zemi, chodící pás). Ty zlepšují rozdílné subfáze testu, což vytváří podobnou síť zlepšení na celkový výsledek testu. Skutečně lze předpokládat, že účastníci ve skupině trénované na zemi, kteří provedli průměrně 19 otoček, vykazovali zlepšení v otáčecí subfázi testu TUG více než skupina trénovaná na chodícím pásu. Tato skupina necvičila otáčení, ale na druhou stranu měli účastníci této skupiny výrazněji zlepšenou rychlost chůze, tedy lepší výkon na rovných úsecích v testu TUG.

Takže i když výsledky dvou nácviků chůze na výkon v TUG testu jsou podobné, mechanismus vedoucí k tomuto zlepšení může být rozdílný. Výše uvedená hypotéza předpokládá, že fáze otáčení a rovné chůze u testu TUG jsou v konečném výkonu stejně důležité.

Z toho vyplývá, že optimální tréninkový program by se měl snažit zdokonalit oboje – schopnost otáčet se, i rychlost chůze, aby bylo dosaženo optimální funkční chůze pacientů po CMP (Bonnyaud et al., 2014, p. 480). Toho lze dosáhnout kombinací různých terapeutických přístupů. Trénink pacientů s hemiparézou zahrnující dvacetiminutovou chůzi bez přestávky a přidané otáčky může přinejmenším udržet funkční kapacitu chůze a případně zlepšit další funkční aktivity spojené s chůzí (Gordon et al., 2004 in Bonnyaud et al., 2014, p. 480).

O tom, že typ terapie možná není tak důležitý, jako četnost terapie, svědčí i studie Hoyer (2012, p. 218). V té byli pacienti rozděleni do dvou skupin, jedna chodila na páse a druhá obdržela klasickou rehabilitaci, tedy chůzi po zemi. Obě skupiny trénovaly stejně intenzivně, podstoupily 30 terapií po 30 minutách. Z výsledků se zdá, že větší počet terapií má na nácvik chůze u pacientů po CMP největší vliv.

Důležitost intenzivního přístupu potvrzuje i studie Middleton et al. (2014, p. 472). Během intervence nedošlo k rozdílu mezi skupinou, která trénovala po zemi, a na chodícím pásu, a proto byly po určité době obě skupiny skombinovány právě proto, aby se prokázal význam intenzivního přístupu. V tomto případě to znamenalo 30 hodin terapie v průběhu 10 dnů. Poznatky ukazují, že jedinci v chronické fázi po CMP po intenzivní terapii vykazují

zlepšení hybnosti a stability během chůze. Vzhledem k heterogenitě populace v chronické fázi po CMP a limitované délce intervence jsou takové výsledky povzbuzující. Účastníkům nebyla dána žádná doporučení dalších aktivit k terapii. To podporuje přesvědčení, že zlepšení pozorované během sledování vyplynulo opravdu z intervence, než z činnosti prováděných mimo terapii.

Kromě objektivních výstupů je i pohled účastníků na výzkum důležitým aspektem. Účastníci referovali o výrazném zlepšení ve vnímaném zotavení a toto zlepšení dlouhodobě přetrvávalo (po dobu delší 3 měsíců). I když byly tyto poznatky získány pouze díky osobním dotazníkům, výsledky jasně poukazují na fakt, že účastníci registrovali pozitivní změnu v jejich zotavení a jejich pocit zlepšení přetrvával i v následujících třech měsících po obdržení terapie. Tato informace napomáhá pochopení perspektivy pacienta v oblasti praxe založené na důkazech (Middleton et al., 2014, p. 473).

### **3.1 Chůze na chodícím pásu s odlehčením tělesné hmotnosti**

#### **3.1.1 Chodící pás s/bez tělesné podpory**

Nácvik chůze na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti je neurorehabilitační přístup pro podporu funkčního lokomočního zotavení po CMP (Srivastava et al., 2016, p. 235). Byl navržen za účelem zlepšení načasování a koordinace motorické aktivity dolních končetin (Hall et al., 2012 in Uçar et al., 2014, p. 450). Tato metoda zlepšuje zatěžování stojné končetiny, podporuje symetrii, facilituje přenos váhy a kontrolu držení těla (Uçar et al., 2014, p. 450).

Nicméně meta analýza, jež hodnotila nácvik chůze na chodícím pásu bez podpory tělesné hmotnosti, dospěla k závěru, že žádný statisticky prokazatelný účinek chodícího pásu s podporou tělesné hmotnosti neexistuje (Moseley et al. 2005 in In-Hee L., 2015). Také výsledky studie Sullivan et al. (2007 in Srivastava et al., 2016, p. 240) souhlasí se závěrem, že pro zlepšení chůze po CMP celkově není statisticky významné, zda probíhá trénink na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti, či bez ní.

Combs et al. (2012 in Combs et al., 2013, p. 452) uvádí, že použití podpory tělesné hmotnosti by dokonce mohlo omezovat propulzi v důsledku snížení zatížení dolních končetin, čímž se omezí schopnost reagovat na změny v časoprostorové symetrii. Tento poznatek je v souladu s jeho předchozím zjištěním, že u lidí po CMP, kteří absolvovali trénink na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti, nastává pouze minimum změn v kinetické symetrii.

Naopak dle Srivastava et al. (2016, p. 240) může být nácvik chůze na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti efektivnější, než samotný trénink na chodícím pásu. Také výsledky studie Ucar et al. (2014, p. 450) ukazují, že pacienti, kteří trénovali za použití chodícího pásu s podporou tělesné hmotnosti, dosáhli většího pokroku, než ti, kteří používali pouze chodící pás. U lidí, kteří používali chodící pás s podporou tělesné hmotnosti, nastal nárůst ve funkční stabilitě, rychlosti chůze po zemi, vytrvalosti, a motorickém zotavení.

### **3.1.2 Chodící pás s podporou tělesné hmotnosti ve srovnání s chůzí po zemi**

Terapie chůze na chodícím pásu s částečnou podporou tělesné hmotnosti byla navržena jako technika, která po CMP facilituje funkční chůzi (Ucar et al., 2014, p. 447). Ačkoliv se trénink na chodícím pásu jeví jako zajímavý přístup ke zlepšení funkční kapacity chůze u pacientů po infarktu, je třeba jej srovnat s nejběžnějším způsobem nácviku chůze, chůzí po zemi. Uvádí se, že pro pacienty je jednodušší vykonávat samostatně nácvik chůze po zemi, než na chodícím pásu (Bonnyaud et al., 2014, p. 479).

Nácvik chůze po zemi je v porovnání s tréninkem na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti levnější, a také vyžaduje méně vybavení a personálu potřebného pro provedení intervence. Ve studii Combs-Miller et al. (2014, p. 881) účastníci nácviku chůze po zemi nikdy nevyžadovali pomoc více než jednoho pracovníka, zatímco účastníci skupiny trénující na chodícím pásu vyžadovali velice často asistenci dvou pracovníků.

Již dříve některé studie uváděly, že terapie na chodícím pásu s použitím závěsného aparátu je rovnocenná jiným terapeutickým zásahům na principu opakovaného nácviku chůze (Hesse et al., 2003; Schmidt et al., 2007 in Hoyer, 2012, p. 218).

Konkrétním příkladem může být studie Middleton et al. (2014, p. 462), jejímž účelem bylo zjistit, zda intenzivní terapie, ve formě terapie chůze na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti prokáže zlepšení chůze, rovnováhy a hybnosti u pacientů v chronickém stádiu po cévní mozkové příhodě. Výsledek poté porovnávali s tréninkem o stejné intenzitě a frekvenci s pacienty, kteří využívali pouze klasický trénink chůze po zemi.

Výraz „intenzivní“ v této studii znamenal spíše delší dobu trvání (3 hodiny) a zvýšenou frekvenci (10 po sobě jdoucích dní) léčby, než námahu během vykonávání dané činnosti. Terapeuti navíc kombinovali trénink chůze (na pásu nebo po zemi) s nácvikem stability a posilováním (Duncan et al., 2007 in Middleton et al., 2014, p. 469).

Výsledky této studie uvádí, že nenastávají žádné významné funkční rozdíly v chůzi, rovnováze a hybnosti mezi účastníky, kteří byli podrobeni výcviku chůze na chodícím pásu a účastníky kontrolní skupiny (nácvik chůze po zemi).

Možným vysvětlením podobných výsledků mezi těmito dvěma přístupy může být právě poskytnutá intenzivní a specifická intervence. Účinnost intenzivní specifické terapie v rehabilitaci pacientů po CMP potvrzují i další důkazy (Macko et al., 2005; Moore et al., 2010 in Middleton et al., 2014, p. 470).

K podobnému závěru došly i výsledky studie Combs-Miller et al. (2014, p. 881), kde byla také srovnávána chůze na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti s chůzí po zemi. Pacienti v obou skupinách dostávali verbální pokyny, aby dodržovali symetrii. Pro skupinu, trénující na zemi tento verbální pokyn znamenal okamžitou primární zpětnou vazbu. Účastníci skupiny trénující na pásu s podporou tělesné hmotnosti se pravděpodobněji stávali závislími na zvýšeném používání zevní zpětné vazby pro symetrii ve formě manuální dopomoci a v důsledku toho nebyli schopni překlenout tyto změny během chůze po zemi (Winstein et al., 1994 in Combs-Miller et al., 2014, p. 881).

V této studii u obou skupin korelovalo značné zlepšení v časové symetrii se zlepšením v pohodlné chůzi. Tyto výsledky nebyly předpokládány, neboť existoval předpoklad, že pouze manuální dopomoc poskytovaná skupině trénující na pásu povede k většímu zlepšení v symetrii chůze (Combs-Miller et al., 2014, p. 880).

Podpora tělesné hmotnosti použitelná na chodícím pásu zajišťuje dostatečnou oporu s cílem usnadnit chůzi, a proto je takovýto nácvik chůze u pacientů po CMP obecně uznáván jako prospěšný (In-Hee L., 2015, p. 274). Nicméně podpora by měla být právě taková, aby

- 1) bylo zabráněno velkým chybám,
- 2) byla zaručena bezpečná chůze,
- 3) byly povoleny malé chyby a odchylky kroků,
- 4) minimalizovalo se spoléhání (Koopman et al., 2013, p. 3/21).

### **3.2 Trvalost změn, dosažených terapií na chodícím pásu**

Bylo zjištěno, že se největší obnovení funkcí objevuje v prvních třech měsících následujících po CMP (Tangeman et al., 1990 in Srivastava et al., 2015, p. 347). Také ale existuje přehled důkazů, které popisují zlepšení výkonu ve funkčních úkolech pomocí tréninku pod dohledem i u chronických pacientů po CMP (Dean, Shepherd, 1997 in Srivastava et al., 2015, p. 347). Nicméně toto zlepšení, dosažené po léčbě není podle některých autorů trvalé (Green et al., 2002 in Srivastava et al., 2015, p. 347).

Mnoho autorů však podporuje tvrzení, že dosažené změny mohou přetrvávat dlouhou dobu. Například ve studii Combs et al. (2013, p. 451) byly změny v koordinaci, dosažené díky

terapii na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti, stále patrné i 6 měsíců po tréninku. Je třeba k této informaci poznamenat, že přetrvávalo pouze částečné zlepšení.

O tom, že příznivé výsledky mohou být zachovány delší dobu, referuje i Carda et al. (2013, p. 936), v jeho studii efekt terapie na chodícím pásu přetrvával tři měsíce po tréninku.

Stejně tak v jiné studii Srivastavy et al., zlepšení díky rehabilitační intervenci pro obnovení chůze přetrvávaly i po třech měsících. Trénink chůze na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti byl efektivní pro zlepšení lokomoce a poskytoval dynamickou a specifickou metodu pro zasažení dysfunkcí chůze po CMP. Tento typ tréninku je pacienty navíc dobře tolerován a strategie je kompatibilní s dalšími rehabilitačními postupy v klinické praxi (Srivastava et al., 2016, p. 239).

Combs-Miller et al. (2014, p. 881) také informuje o tom, že pokroky díky terapii přetrvávají v následujících třech měsících. Přisuzuje to dávkování terapie, které bylo v její studii použito, a doporučuje ho jako vodítko k používání během terapií.

Přes mnoho příznivých výsledků je potřeba aktivní zapojení jedinců i doma. Domácí trénink je potřeba především z důvodu prevence zhoršení v běžných denních aktivitách (Langhorne et al., 2011 in Bonnyaud et al., 2014, p. 477).

### **3.3 Sumarizace výsledků studií za použití chodícího pásu**

Studie prezentované v níže uvedené tabulce (Tabulka 1) a celé práci dokládají efekt chodícího pásu na mnoho aspektů lokomoce, nejčastěji pozitivní ovlivnění rychlosti chůze, stability a koordinace. Dále se zlepšuje zatěžování paretické končetiny a její biomechanické změny, zejména přepadávání špičky. Tyto změny vedou ke zlepšení propulzní síly, snížení námahy, a tudíž lepší vytrvalosti. Ve výzkumech byli terapii podrobeni pacienti v různém věku, avšak všichni se nacházeli v chronické fázi po CMP, tedy minimálně 3 měsíce od ataky.

Limity těchto studií byl často nízký vzorek pacientů, nejednotná doba od prodělané CMP a velké rozdíly mezi intenzitou terapie. Dalším omezením je to, že studie mluví pouze o objektivně měřitelných parametrech chůze, jako jsou rychlost, stabilita, symetrie, avšak nepřináší bližší informace o kvalitě chůze. Přesto jsou výstupy použitých studií velice pozitivní a poukazují na to, že v jistých ohledech má chodící pás nezastupitelné místo v terapii chůze u pacientů po CMP.



Tabulka 1 Sumarizace výsledků studií za použití chodícího pásu

Autor (rok)	Počet pacientů (kontrolní skupina)	Uplynulá doba od CMP	Typ terapie	Rozsah terapie (počet terapií, týdny)	Klinické testy	Zlepšené parametry chůze
Al-Jarrah et al. (2014)	30 CMP/0	chronická fáze	TT + silový trénink	36 terapií -	10MWT, 6MWT, BBS	Kombinace TT se silovým tréninkem má dlouhotrvající přínos pro rychlost a stabilitu.
Awad et al. (2013) a)	40 CMP/0	chronická fáze	TT, po zemi	10 terapií -	10MWT, 6MWT, BBS	0
Awad et al. (2013) b)	9 CMP/0	chronická fáze	TT, TT + FES	- -	Kamerový systém analýzy pohybu	Nebyly pozorovány trvalé změny v kinematice kolene a hlezna.
Bonnyaud et al. (2013)	60 CMP/0	chronická fáze	TT + zátěž/ po zemi + zátěž	1 terapie -	3D pohybová analýza	Nenastaly změny parametrů chůze paretické končetiny.
Bonnyaud et al. (2014)	56 CMP/0	chronická fáze	TT, po zemi	1 terapie -	TUG	Nácvik chůze po zemi i na chodícím pásu byly podobně efektivní ve zlepšení TUG.
Burpee, Lewek (2015)	26 CMP/0	chronická fáze	TT	- -	-	trend k symetrizaci chůze
Combs et al. (2013)	19 CMP/22	> 6 měsíců	BWSTT	24 terapií 8 týdnů	3D pohybová analýza	↑ koordinace chůze
Combs-Miller et al. (2014)	20 CMP/0	> 6 měsíců	BWSTT nebo chůze po zemi	10 terapií 2 týdny	10MWT, 6MWT	Chůze po zemi byla přínosnější než BWSTT pro ↓ námahy u samostatně zvolené rychlosti.
Chen et al. (2014)	30 CMP/0	chronická fáze	TT + otočky, TT	12 terapií 4 týdny	BBS	TT s trénováním otoček ↑ otáčení, symetrii chůze, svalovou sílu, stabilitu.

Forrester et al. (2016)	26 CMP/0	chronická fáze	TT, robotický trénink	- 6 týdnů	-	Integrovaná robotika na chodícím pásu ↑ biomechaniku chůze, ↑ přepadávání špičky, ↑ plynulost chůze a vytváří bezpečnější pokládání chodidla.
Heeren et al. (2013)	16 CMP/0	chronická fáze	TT, vizuální cíle a překážky	10 terapií 5 – 6 týdnů	10MWT, TUG test, BBS	Zlepšila se všechna klinická hodnocení, kromě škály postižení trupu. Pacienti trénink ocenili.
Hsiao et al. (2015)	24 CMP/0	chronická fáze	TT	- -	-	↑ propulzní sílu obou DKK při chůzi
Hsiao et al. (2016)	19 CMP/0	chronická fáze	TT	- 12 týdnů	-	↑ zatěžování paretické DK
Hwang et al. (2015)	32 CMP/0	chronická fáze	TT, čidlo náklonu FES, placebo čidlo náklonu	- -	TUG, BBS, 10MWT, UZ	0 (zlepšení v obou skupinách)
Kang et al. (2015)	30 CMP/0	chronická fáze	TT	40 terapií 8 týdnů	-	Držení se madla během tréninku na chodícím pásu ↑ tlak plosky nohou a kontaktní plochu chodidla.
Kim et al. (2014)	20 CMP/0	> 6 měsíců	TT + VR + FT, chůze po venku + FT	12 terapií 4 týdny	Balancia Software	U skupiny, která obdržela TT + VR došlo ke ↑ stability.
Middleton et al. (2014)	43 CMP/0	průměrně 3,3 let	BWSTT, chůze po zemi	10 terapií 1,5 týdne	6MWT, BBS DGI, ABC TUG, FM, PR	↑ stability, rychlosti chůze – není rozdíl mezi skupinami
Park et al. (2015)	19 CMP/0	chronická fáze	TT + sluch. stimulace, po zemi + sluch. stimulace	- -	Biodex Gait Trainer, TUG, 6MWT, FGA	TT+ sluchová stimulace ↑ rychlost chůze a délku kroku nepostižené DK

Rinaldi, Monaco (2013)	10 CMP/10	chronická fáze	TT	- -	-	0
Srivastava et al. (2015)	40 CMP/10	> 6 měsíců	TT + odporovaná cvičení DKK	20 terapií 4 týdny	SSS, BBS, funkční kategorizace chůze, 10MWT, BI	↑ stability, rychlosti
Srivastava et al. (2016)	45 CMP/0	> 3 měsíce	BWSTT, TT, chůze po zemi	20 terapií 4 týdny	SSS, FAC	0
Takao et al. (2015)	18 CMP/0	chronická fáze	BWSTT, po zemi	12 terapií 4 týdny	-	BWSTT ↑ rychlost chůze
Ucar et al. (2014)	22 CMP/0	> 12 měsíců	BWSTT nebo konvenční cvičení	10 terapií 2 týdny	TUG, 10MWT, Mini-Mental State Examination, Hospital Anxiety and Depression Scale, FGA	↑ zlepšení v TUG testu a 10 MWT, než ti, kteří podstoupili konvenční trénink.
van Ooijen et al. (2014)	16 CMP/0	chronická fáze	TT	10 terapií 5 - 6 týdnů	-	↑ vyhýbání se překážkám, ↓ pozornosti ↑ provádění souběžného sluchového úkolu

## Závěr

Terapie chůze na chodícím pásu je v současnosti intenzivně zkoumána, aby bylo možné přesně definovat, pro které pacienty je taková terapie nejvhodnější, resp. které komponenty chůze je schopna ovlivnit. Obecně se však u pacientů po CMP jeví jako vhodný přístup pro zlepšení funkční chůze vzhledem k tomu, že mnoho těchto pacientů je již v chronické fázi ve fyzické dekonduci, a tudíž mají s běžnou chůzí po zemi problémy. Zejména se obávají pádu, a proto se jejich dekonduce prohlubuje.

Nesporným přínosem terapie chůze na chodícím pásu, je možnost použít podporu tělesné hmotnosti, která byla diskutována v mnoha studiích, použitých v této práci. Výhodné je to zejména pro pacienty, kteří nejsou schopni samostatné chůze s dopomocí, neboť se v danou chvíli nemusí obávat pádu. Podporu tělesné hmotnosti lze navíc nastavit přesně tak, aby nehrozil pád, ale zároveň tak, aby pacient nebyl podpírán příliš mnoho, a nebránila tak dalšímu pokroku v obnově funkční chůze. Výhodné je to i pro terapeuta, protože se může věnovat kvalitě provádění pohybu, a není potřeba více lidí, kteří by pacienta museli podpírat.

Chodící pás svým kontinuálním pohybem facilituje chůzi, a napomáhá její symetrizaci. K symetrizaci chůze vede i přesně zvolená rychlost. Díky chodícímu pásu lze nastavit takovou rychlost, ve které je pacient schopen chodit v určité kvalitě, neboť pokud je rychlost nevhodně zvolená, pacienti by byli nuceni chodit asymetricky, a používat další kompenzační mechanismy. Rychlost chůze se opět v průběhu terapie navyšuje dle pokroků, a působí to i jako motivující faktor.

Dále dochází i k obnovení svalové síly, neboť terapie chůze, působí i jako aerobní trénink.

Konvenční terapie, jako je chůze po zemi, je oproti chodícímu pásu vhodná tehdy, když jsou pacienti schopni samostatné chůze v jisté kvalitě, a pochopitelně velkou roli zde hraje intenzita, neboť s množstvím terapie se chůze zlepšuje. Chůze na chodícím pásu však umožňuje snadnější objektivizaci pokroků.

Pro všechny výše uvedené výhody je chodící pás uznávaným a přínosným způsobem obnovy funkční chůze u pacientů v chronické fázi po CMP.

## Referenční seznam

AL-JARRAH, M., SHAHEEN, S., HARRIES, N., KISSANI, N., MOLTENI, F., BAR HAIM, S., MESF Project, 2014. Individualized treadmill and strength training for chronic stroke rehabilitation: effects of imbalance. *Topics in stroke rehabilitation*. 2014, vol. 21, pp. 25-32. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1074-9357. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24722041>.

BONNYAUD, C., PRADON, D., ZORY, R., BUSSEL, B., BENSMAIL, D., VUILLERME, N., ROCHE, N., 2012. Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: A randomized controlled trial. *Gait and Posture*. 2013, vol. 37, pp. 627 – 630. [cit. 2016-09-24]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.010. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23044410>.

AWAD, L. N., KESAR, T. M., REISMAN, D., BINDER-MACLEOD, S., A., 2012. Effects of repeated treadmill testing and electrical stimulation on post-stroke gait kinematics. *Gait and Posture*. 2013, vol. 37, no. 1, pp. 67-71. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0966-6362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3488355/>.

BURPEE, J., L., LEWEK, M., D., 2015. Biomechanical gait characteristics of naturally occurring unsuccessful foot clearance during swing in individuals with chronic stroke. *Clinical biomechanics*. 2015, vol. 30, pp. 1102-7. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: [https://rec.bme.unc.edu/files/Lewek%20Publications/Biomechanical\\_gait\\_characteristics\\_of\\_naturally\\_occurring\\_unsuccessful\\_foot\\_clearance\\_during\\_swing\\_in\\_individuals\\_with\\_chronic\\_stroke.pdf](https://rec.bme.unc.edu/files/Lewek%20Publications/Biomechanical_gait_characteristics_of_naturally_occurring_unsuccessful_foot_clearance_during_swing_in_individuals_with_chronic_stroke.pdf).

CARDA, X., INVERNIZZI, M., BARICICH, A., COGNOLATO, G. CISARI, C., 2013. Does altering inclination alter effectiveness of treadmill training for gait impairment after stroke? A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. 2013, vol. 27, no. 10, pp. 932 –

938. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0269-2155. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23798746>.

COMBS-MILLER, S., A., KALPATHI PARAMESWARAN, A., COLBURN, D., ERTEL, T., HARMEYER, A., TUCKER, L., SCHMID, A., A., 2014. Body weight-supported treadmill training vs. overground walking training for persons with chronic stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2014, vol. 28, no. 9, pp. 873–84. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1477-0873. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24519922>.

COMBS, S., A., DUGAN, E., L., OZIMEK, E., N., CURTIS, A., B., 2013. Bilateral coordination and gait symmetry after body-weight supported treadmill training for persons with chronic stroke. *Clinical biomechanics*. 2013, vol. 28, pp. 448-453. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: <https://wmich.pure.elsevier.com/en/publications/bilateral-coordination-and-gait-symmetry-after-body-weight-suppor-3>.

FORRESTER, L., W., ROY, A., HAFER-MACKO, C., KREBS, H., I., MACKO, R., F., 2016. Task-specific ankle robotics gait training after stroke: a randomized pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2016, vol. 13, no. 51, pp. 1-7. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4890526/>.

HEEREN, A., VAN OOIJEN, M., W., GEURTS, A., C., H., DAY, B., L., JANSSEN, T., W. J., PEEK., P. J., ROERDINK, M., WEERDESTYEN, V., 2013. Step by step: A proof of concept study of C-Mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2013, vol. 45, pp. 616 – 622. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1650-1977. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23811818>.

HSIAO, H., HIGGINSON, J., S., BINDER-MACLEOD, S., A., 2016. Baseline predictors of treatment gains in peak propulsive force in individuals poststroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2016, vol. 13, no. 2, pp. 1-5. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12984-016-0113-1>.

HSIAO, H., KNARR, B., A., HIGINSON, J., S., BINDER-MACLEOD, S., A., 2015. Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2015, vol. 12, No. 40, pp. 1-8. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-015-0030-8>.

HWANQ, D., Y., LEE, H., J., LEE, G., C., LEE, S., M., 2015. Treadmill training with tilt sensor functiona electrical stimulation for improving balance, gait and muscle architecture of tibialis anterior of survivors with chronic stroke: A randomized controlled trial., Technology and health care. *Official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2015, vol., 23, pp. 443 – 452. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0928-7329. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25735313>.

CHEN, IH., YANG, YR., CHAN, RC., WANG, RY., 2014. Turning-Based Treadmill Training Improves Turning Performance and Gait Symmetry After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2014, vol. 28, no. 1, pp. 45 – 55. [cit. 2016-11-15]. DOI: 10.1177/1545968313497102. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23897905>.

CHO, M., K., KIM, J., H., CHUNG, Y., HWANG, S., 2015. Treadmill gait training combined with functional electrical stimulation on hip abduktor and ankle dorsiflexor muscles for chronic hemiparesis. *Gait and Posture*. 2015, vol. 42, pp. 73 – 78. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0966-6362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26005188>.

KANG, K., W., LEE, N., K., SON, S., M., KWON, J., W., KIM, K., 2015. Effect of handrail use while performing treadmill walking on the gait of stroke patients. *Journal of physical therapy science*. 2015, vol. 27, pp. 833-835. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0915-5287. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395725/>.

KIM, N., PARK, YH., LEE, BH., 2014. Effects of community-based virtual reality treadmill training on balance ability in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014, vol. 27, pp. 655 – 658. [cit. 2016-11-15]. DOI: 10.1589/jpts.27.655. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395685/>.

KIM, Y., W., MOON, S., J., 2015. Effect of treadmill training with the eyes closed on gait and balance ability of chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015, vol. 27, pp. 2935 – 2938. DOI: 10.1589/jpts.27.2935. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4616129/>.

KOOPMAN, B., VAN ASSELDONK, E., HF., VAN DER KOOIJ, H., 2013. Selective kontrol of gait subtasks in robotic gait training: foot clearance support in stroke survivors with a powered exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013, vol. 10, no. 3, pp. 1 – 21. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-3>.

MIDDLETON, A., MERLO-RAINS, A., PETERS, D., M., GREENE, J., V., BLANCK, E., L., MORAN, R., FRITZ, S., L., 2014. Body weight-supported treadmill training is no better than overground training for individuals with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Topics in stroke rehabilitation*. 2014, vol. 21, no. 6, pp. 462-76. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1074-9357. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25467394>.

PARK, I., LEE, Y., MOON, B., SIM, S., 2013. A Comparison of the Effects of Overground Gait Training and Treadmill Gait Training According to Stroke Patient's Gait



Velocity. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, vol. 25, pp. 397 – 382. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/4/25\\_2012-353/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/4/25_2012-353/_article).

PARK, J., PARK, S., Y., KIM, Y., W., WOO, Y., 2015. Comparison between treadmill training with rhythmic auditory stimulation and ground walking with rhythmic auditory stimulation on gait ability in chronic stroke patients: A pilot study. *Neurorehabilitation*. 2016, vol. 37, pp. 193-202. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1053-8135. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26484511>.

RINALDI, L., A., MONACO, V., 2013. Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2013, vol. 10, no. 53, pp. 1-9. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-53>.

SHIN, J., H., KIM, C., B., CHOI, J., D., 2015. Effects of trunk station induced treadmill gait training on gait of stroke patients: a randomized controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015, vol. 27, pp. 1215 – 1217. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0915-5287. Dostupné z: <https://search.pedro.org.au/search-results/record-detail/42741>.

SRIVASTAVA, A., TALY, A., B., GUPTA, A., KUMAR, S., MURALI, T., 2016. Bodyweight-supported treadmill training for retraining gait among chronic stroke survivors: A randomized controlled study. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2016, vol. 59, pp. 235-41. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1877-0657. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27107532>.

SRIVASTAVA, A., TALY, A., B., GUPTA, A., MURALI, T., 2015. Rehabilitation interventions to improve locomotor outcome in chronic stroke survivors: A prospective,

repeated-measure study. *Neurol India*. 2015, vol. 63, no.3, pp. 347 – 352. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0028 – 3886. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26053806>.

TAKAO, T., TANAKA, N., IIZUKA, N., SAITOU, H., TAMAOKA, A., YANAGI, H., 2014. Improvement of gait ability with a short-term intensive gait rehabilitation program using body weight support treadmill training in community dwelling chronic poststroke survivors. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015, vol. 27, pp. 159 -163. [cit. 2016-11-15]. DOI: 10.1589/jpts.27.159. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25642063>.

UC,AR D., E., PARKER, N., BUGDAYCI, D., 2014. Lokomat: A therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia. *NeuroRehabilitation*. 2014, vol. 34, no. 3, pp. 447 – 453. [cit. 2016-09-24]. DOI: 10.3233/NRE-141054. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24463231>.

VAN OOIJEN, M., W., HEEREN, A., SMULDERS, K., GEURTS, A., C., H., JANSSEN, T., W., J., BEEK, P., J., WEERDESTeyN, V., ROERDINK, M., 2014. Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Experimental Brain Research*. 2015, vol. 233, pp. 1007 – 1018. [cit. 2016-11-15]. DOI: 10.1007/s00221-014-4175-7. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-014-4175-7>.

VAN SWIQCHEM, R., ROERDINK, M., WEERDESTeyN, V., GEURTS, A., C., DAFFERTSHOFER, A., 2014. The capacity to restore steady gait after a step modification is reduced in people with poststroke foot drop using an ankle-foot orthosis. *Physical therapy*. 2014, vol. 94, pp. 654-63. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 1538-6724. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24557646>.

## **Seznam obrázků**

Obrázek 1 - Prototyp robota pro rehabilitaci chůze LOPES (Koopman et al., 2013, p. 2)

## Seznam zkratk

ABC	Activities-specific Balance Confidence scale
ADL	Activities of Daily Living (běžné denní aktivity)
BBS	Berg Balance Scale
BWSTT	Body Weight Supported Treadmill Training (terapie na chodícím páse s podporou tělesné hmotnosti)
CMP	cévní mozková příhoda
DGI	Dynamic Gait Index
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
FAC	Functional Ambulation Category
FGA	Functional Gait Assessment
FM	Fugl-Meyer test
PR	percieved recovery (subjektivně vnímané zlepšení)
SSS	Scandinavian Stroke Scale
TT	Treadmill Training (terapie na chodícím páse)
TUG	Timed Up and Go test
UZ	ultrazvuk
3D	trojrozměrný
6MWT	6 Minutes Walking Test (vzdálenost ujitá za 6 min)
10MWT	10 Minutes Walking Test (vzdálenost ujitá za 10 min)