

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Kamila Čermáková

**Objektivizace neurorehabilitace chůze
u pacientů po CMP**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Olomouc 2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 29. dubna 2016

podpis

Poděkování

Ráda bych poděkovala Mgr. Ivetě Lerchové za odborné vedení, cenné rady a připomínky při zpracování bakalářské práce.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce: Objektivizace neurorehabilitace chůze u pacientů po CMP

Název práce v AJ: Neurorehabilitation objectification of gait of patients after stroke

Datum zadání: 2016-01-31

Datum odevzdání: 2016-04-29

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Kamila Čermáková

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Oponent práce: Mgr. Beata Walachová

Abstrakt v ČJ:

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi analýzy a terapie chůze na chodících pásích u pacientů po cévní mozkové příhodě. První část teoretické části je zaměřena na shrnutí poznatků o cévní mozkové příhodě a fyziologické a hemiparetické chůzi. Ve druhé části jsou uvedeny různé testy chůze, jejich vlastnosti a vhodný výběr. Třetí část popisuje chodící pásy Zebris a C-Mill, analýzu a terapii chůze na těchto pásích. První část diskuze se zabývá měřicími vlastnostmi chodících pásů a jejich výhodami a nevýhodami pro analýzu chůze, druhá část je zaměřena na efektivitu různých možností tréninku na chodících pásích na parametry krokového cyklu u pacientů po CMP.

Abstrakt v AJ:

This thesis deals with the possibilities of analysis and therapy of gait on treadmills of patients after stroke. The first part of the theoretical section is focused on summary of knowledge about stroke and physiological and hemiparetic gait. In the second part the various tests of gait, their properties and suitable choice are mentioned. The third part describes the treadmills Zebris and C-Mill and analysis and therapy of gait on these treadmills. The first part of the discussion deals with the measurement properties of the treadmills, and their advantages and disadvantages for gait analysis. The second part focuses on the effectiveness of different kinds of training on treadmills on parameters of the gait cycle of patients after stroke.

Klíčová slova v ČJ: cévní mozková příhoda, trénink chůze, chodící pás, měřicí vlastnosti, analýza chůze, neurorehabilitace, efektivita, proveditelnost

Klíčová slova v AJ: stroke, gait training, treadmill, measurement properties, gait analysis, neurorehabilitation, effectiveness, feasibility

Rozsah: 65 stran

Obsah

Úvod	8
1 Přehled poznatků	9
1.1 Charakteristika cévní mozkové příhody	9
1.2 Chůze	9
1.3 Krokový cyklus	11
1.3.1 Initial contact	12
1.3.2 Loading response	12
1.3.3 Mid stance	13
1.3.4 Terminal stance	13
1.3.5 Pre-swing	13
1.3.6 Initial swing	14
1.3.7 Mid swing	14
1.3.8 Terminal swing	14
1.4 Hemiparetická chůze	14
1.5 Klinická analýza chůze	19
1.5.1 The 10-Metre Walk Test	20
1.5.2 The Step Test	20
1.5.3 The Timed Up and Go Test (TUG)	20
1.5.4 The Motor Assessment Scale	20
1.5.5 The 2-, 6- and 12-Minute Walk Tests	21
1.5.6 Vlastnosti testů chůze a vhodný výběr	21
1.6 Analýza chůze pomocí přístrojových chodících pásů	22
1.6.1 HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T	24
1.6.2 C-Mill	27
1.7 Rehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě	29

2 Diskuze	32
2.1 Přístrojová analýza chůze	32
2.2 Efekt rehabilitace chůze na chodícím páse u pacientů po CMP	36
Závěr	47
Referenční seznam	49
Seznam zkratk	64
Seznam obrázků	65
Seznam grafů	65

Úvod

Cévní mozková příhoda je jednou z nejčastějších příčin disability (Hesse, 2007, p. 1), v akutní fázi po iktu pocítuje 60-80 % pacientů určité omezení chůze (Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207). Je proto zřejmé, že rekvalifikace chůze je velmi důležitým a často primárním cílem rehabilitačního programu pro osoby, které utrpěly CMP (Yavuzer, 2007, p. 3). Pro stanovení charakteru a rozsahu abnormalit chůze je nezbytné provést její hodnocení. Objektivní měření by mělo být použito pro návrh terapie a prokázání účinnosti léčby (Wall, Brunt, 1997, p. 435). Pro analýzu chůze u pacientů po CMP je dostupných mnoho klinických testů chůze (Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207, 2208), ale i stále více se rozvíjejících přístrojových chodících pásů se zabudovanou silovou plošinou (Lee et al., 2014, p. 1211). Kromě analýzy umožňují tyto chodící pásy také následnou terapii chůze (Dierick et al., 2004, p. 299).

Teoretická část této práce seznámí čtenáře se základními poznatky o CMP a o fyziologické a hemiparetické chůzi. Dále jsou uvedeny možnosti analýzy chůze pomocí klinických testů a přístrojových chodících pásů. Podrobněji jsou popsány pásy Zebris a C-Mill a následně také průběh rehabilitace chůze. Druhá část práce se zabývá měřicími vlastnostmi chodících pásů a také efektivitou různých možností terapie na těchto pásech.

K vyhledávání odborných studií byly využity databáze PubMed, Google Scholar, Web of Science a zejména ResearchGate a EBSCO prostřednictvím elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci. Řada studií však byla následně vyhledávána cíleně na základě referenčních zdrojů již nalezené literatury.

Vyhledávání odborných publikací proběhlo v období od 31. 3. 2015 do 4. 4. 2016. Nejčastěji zadávaná klíčová slova pro první část diskuze byla: treadmill, gait analysis, measurement properties, feasibility, stroke. V databázi EBSCO bylo pro tuto kombinaci nalezeno 1 287 zdrojů. Studií, týkajících se přímo měřících vlastností chodících pásů a proveditelnosti analýzy chůze na těchto pásech u pacientů po CMP, však bylo málo. Bylo nutné následně dohledávat další zdroje také pomocí referencí již nalezených studií. Klíčová slova pro druhou část diskuze byla: treadmill training, gait, stroke, effectiveness. Pro tuto kombinaci vyhledala databáze EBSCO 4 451 zdrojů.

Celkem bylo použito 97 zdrojů, z toho 80 odborných studií v elektronické podobě a 17 publikací v tištěné podobě. Tištěná literatura byla využita zejména v teoretické části práce. Většina nalezených studií byla v anglickém jazyce.

1 Přehled poznatků

1.1 Charakteristika cévní mozkové příhody

Cévní mozková příhoda (CMP, také iktus) je náhle vzniklá porucha mozkové tkáně způsobená poruchou cévního systému. Toto akutní onemocnění vzniká buď v důsledku poruchy prokrvení (ischémie) mozku, anebo následkem krvácení (hemoragie). Přičemž ischemický iktus se objevuje daleko častěji (až 80 % cévních mozkových příhod), (Ambler, 2006, s. 140; Pfeiffer, 2007, ss. 141, 142).

Poruchou cévního systému v mozku následně vzniká destrukce určité části mozkové tkáně. Dochází k poškození motorických buněk a drah centrálního nervového systému, přičemž převažující výsledné klinické příznaky závisí na přesné lokalizaci poškození v mozkové tkáni. Proto např. při uzávěru arteria cerebri media vzniká větší postižení horních končetin než dolních a u arteria cerebri anterior je tomu naopak (Pfeiffer, 2007, ss. 146, 147; Olney, Richards, 1996, p. 136).

Mozková mrtvice je hlavní příčinou disability. Roční incidence se pohybuje okolo 180 a prevalence přibližně okolo 250 pacientů na 100 000 obyvatel v Evropě. Přibližně 90 % z těchto pacientů trpí přetrvávajícím motorickým deficitem, který vede k disabilitě, a to v závislosti na denních činnostech, na postižení paže a funkcí ruky a na porušené schopnosti chůze (Hesse, 2007, p. 1).

1.2 Chůze

Chůze je děj, při kterém je využíván opakující se sled pohybů dolních končetin k pohybu těla dopředu a zároveň k zachování stability postoje (Perry, Burnfield, 2010, p. 3; Gross et al., 2005, s. 556). Je to jeden ze způsobů lokomoce, nejběžnější typ přesunu těla z místa na místo pro vykonávání základních životních potřeb při sebeobsluze. Chůze je složitý cyklický sekvenční pohyb (Véle, 2006, ss. 347, 348; Gross et al., 2005, s. 556; Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51).

Základní mechanismy chůze jsou člověku vrozené, uložené zejména na spinální, ale i na supraspinální úrovni a jsou založené na reciproční inervaci. Nicméně konečnou podobu nabývají až v pozdější fázi vývoje jedince (Ghút, 2011, s. 86). Lokomoce však není primárně reflexního původu. Je spouštěna pomocí centrálního motorického programu, což je připravený vzorec neuronální aktivity. Tento program je zakódovaný do paměti sítě neuronů, kterou označujeme jako generátor vzorce lokomočního pohybu. Ten je uložen ve spinální míše samostatně pro každou končetinu a je nejspíše aktivován signálem z mesencefalické

lokomoční oblasti, což je oblast retikulární formace ve středním mozku. Motorický program generátorů pohybového vzorce je však ještě reflexně upravován pomocí signalizace z proprioreceptorů. Tím je umožněno sladění lokomočního pohybu s terénem, po kterém probíhá (Králíček, 2004, s. 141).

Těžiště těla, které se nachází 1 cm anteriorně od prvního sakrálního segmentu, při chůzi opisuje sinusoidu v horizontální a vertikální rovině. Rozkmit těžiště je minimální, vyšší amplituda by znamenala zvýšení energetického výdeje a snížení výkonnosti pohybu (Gross et al., 2005, s. 556). Antigravitační svaly vyvíjí pohyb i udržení vzpřímené postury při chůzi. Trup je poháněn šikmo vzhůru a vpřed pomocí svalů odrazové končetiny. Těžiště je tím posouváno dopředu a působením gravitace by došlo k pádu trupu, tomu však brání švihová dolní končetina brzdící pád a následně náraz její paty na opornou plochu (Véle, 2006, s. 347, 350). Těžiště těla má s posunem těla vpřed energii kinetickou a svým umístěním poměrně vysoko na trupu i velkou energii potenciální. Kinetická i potenciální energie přecházejí jedna v druhou, se vzrůstající energií potenciální klesá energie kinetická a naopak. Těžiště těla se nachází nejvýše ve fázi, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina (fáze jedné opory). V tuto dobu je tedy potenciální energie na své nejvyšší úrovni. Naopak nejmenší je ve fázi, kdy jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou (fáze dvojí opory). Obě energie však vzájemně přecházejí jedna v druhou s určitou ztrátou. Je tedy důležité z důvodu ekonomiky chůze co nejvíce snížit jejich přeměnu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 58).

Při chůzi vykonávají hlavní práci svaly dolní končetiny, pracující ve stejné fázi v uzavřeném řetězci, tyto svaly však pouze mění vzájemné nastavení jednotlivých segmentů a nejsou samy schopny vyvinout pohyb těla v prostoru. Toho jsou schopny pouze vnější síly, ke kterým se řadí reakční síla podložky, setrvačnost a tíhová síla. Reakční síla podložky je reakce na sílu svalů, které jsou stlačeny mezi těžiště a podložku. Sílou svalů působících v uzavřeném řetězci tedy vzniká pohyb těla vpřed prostřednictvím reakční síly okolí. Švihová dolní končetina pracuje v otevřeném řetězci a nepřispívá tak k pohybu těla vpřed. Svaly této končetiny působí zrychlení nebo zpomalení volných segmentů končetiny. Mění tak délku a dobu trvání kyvu a tím ovlivňují frekvenci kroků, rychlost chůze a rovnováhu (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 57, 58).

Během chůze probíhá hlavní pohyb u dolních končetin a to ve smyslu flexe a extenze. K pohybu však dochází i u pánve a přes pánev chůze ovlivňuje i pohyby celého axiálního systému. Dochází k torznímu pohybu i ke stranovým a svislým deviacím osového orgánu. Pánev se pohybuje v protisměru k ramennímu pletenci. Při chůzi dochází i k synkinetickému, švihovému a pasivnímu pohybu horních končetin. Tento pohyb je vyvažovací a probíhá

v opačném smyslu než u dolních končetin. Chůze zatěžuje jak řídicí funkce centrálního nervového systému (CNS), tak i kardiovaskulární systém. Míra zátěže závisí na rychlosti chůze. Rychlá chůze klade větší nároky na kardiovaskulární aparát a menší na CNS, protože je vzpřímená poloha udržována setrvačnou hmotou těla. U pomalé chůze je tomu naopak (Véle, 2006, s. 351, 353).

1.3 Krokový cyklus

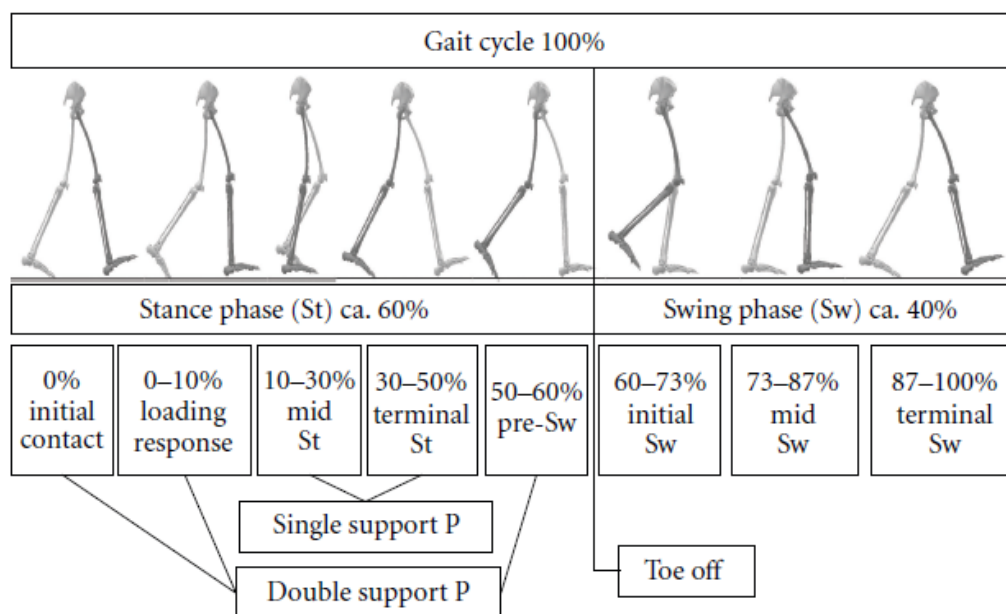
Při pohybu těla dopředu slouží jedna končetina jako mobilní zdroj opory těla, zatímco druhá se posunuje vpřed k novému místu opory. Následně si končetiny vymění své funkce. Tato série akcí je střídavě opakována oběma končetinami, dokud člověk nedosáhne svého cíle. Jedna sekvence těchto funkcí na jedné končetině se nazývá krokový cyklus (Perry, Burnfiedl, 2010, pp. 3, 4).

Krokový cyklus se dělí na dvě fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je ještě dále rozdělena do tří fází v závislosti na sekvenci kontaktu chodidel s podložkou. Na začátku i na konci stojné fáze jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou (fáze dvojí opory). Uprostřed stojné fáze je v kontaktu s podložkou pouze jedno chodidlo (fáze jedné opory). Časový poměr pro fáze krokového cyklu se mění v závislosti na rychlosti. Přibližně 60 % z cyklu připadá na stojnou fázi a 40 % na švihovou. Každá fáze dvojí opory zaujímá asi 12 % cyklu. Se vzrůstající rychlostí se délka jak stojné, tak i švihové fáze zkracuje. Fáze dvojí opory se zkracuje a fáze jedné opory se prodlužuje. Pokud je fáze dvojí opory úplně vynechána, přechází chůze v běh (Perry, Burnfiedl, 2010, pp. 4-6; Gross et al., 2005, s. 556; Véle, 2006, s. 350, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51).

Pro definici krokového cyklu můžeme použít také termín dvojkrok (stride). Trvání jednoho dvojkroku je interval mezi dvěma počátečními kontakty (initial contact) jedné dolní končetiny s podložkou. V každém dvojkroku jsou dva kroky (step). Délka jednoho kroku (step length) je vzdálenost, o kterou se jedna končetina posune dopředu před končetinu druhou. Je to vzdálenost mezi initial contact jedné a druhé nohy (Whittle, 2007, p. 55; Gross et al., 2005, s. 556, 557; Véle, 2006, s. 350, Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51). Šířka kroku (stride width nebo také base of support) je poté boční vzdálenost mezi osami obou chodidel. Mezi další časoprostorové charakteristiky chůze patří i kadence (počet kroků za určitý čas), časový interval krokového cyklu (cycle time) a rychlost chůze (obvykle v metrech za sekundu), (Whittle, 2007, p. 55, 56).

Každý krokový cyklus (dvojkrok) obsahuje 8 funkčních vzorů (fází). Stojnou fázi rozdělujeme na 5 částí, švihovou na 3 části (viz obr. 1), (Gross et al., 2005, s. 556). Jednotlivé fáze krokového cyklu jsou popsány v následujících podkapitolách.

Obr. 1 Jednotlivé části stojné a švihové fáze chůze (Hartmann, 2010, p. 3).



1.3.1 Initial contact

Počáteční kontakt (initial contact) zahrnuje okamžik, kdy noha dopadne patou na podložku a bezprostřední reakci na začátek přenosu tělesné hmotnosti na tuto končetinu. Náraz paty na podložku zabrzdí postupující pád. Kyčelní kloub je ve flexi, koleno v téměř plné extenzi a kotník v dorziflexi či v nulovém postavení. Druhá dolní končetina je současně na začátku předšvihové fáze (pre-swing), (Véle, 2006, s. 350; Perry, Burnfiedl, 2010, pp. 10, 11; Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 52, 53).

1.3.2 Loading response

Postupné zatěžování (loading response) zahrnuje spolu s počátečním kontaktem fázi dvojí opory na začátku stojné fáze. Loading response probíhá od počátečního kontaktu nohy s podložkou a pokračuje, dokud není zvednuta druhá dolní končetina do švihu. Váha těla je přenášena dopředu na stojnou nohu a frontální rovina pánve je stáčena směrem k této oporné noze. Vzniká tak postupná vnitřní rotace v kyčelním kloubu. V tomto kloubu probíhá zároveň pohyb do extenze. Koleno je flektováno pro tlumení otřesů a bérce je rotován dovnitř (Perry, Burnfiedl, 2010, p. 11). Dochází k pasivní plantární flexi a ploska nohy je tím pokládána na podložku. Klenba nohy postupně uchopuje členitou plochu podložky. Pro zajištění pevné opory a uchopení terénu dochází v této i v následující fázi ke střídání supinace a pronace a ke

změněm nožní klenby (Véle, 2006, ss. 350, 352; Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 52, 53). Konkrétně v této fázi dochází k postupné pronaci a to více v zánoží než v předonoží (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 52, 53).

1.3.3 Mid stance

Střed stojné fáze (mid stance) zahrnuje první polovinu intervalu fáze jedné opory. Začíná ve chvíli dosažení plného kontaktu plosky stojné končetiny a zároveň, když je druhá končetina zvednuta od podložky. Toto období stoje pokračuje, dokud není hmotnost těla přenesena na předonoží stojné nohy. Průmět těžiště (COP – centre of pressure) prochází středem stojné končetiny, celý trup je tedy mírně posunut na stranu této nohy. Dolní končetina se posunuje přes své stojné chodidlo díky dorziflexi. Kyčelní kloub je dále extendován, u kolenního kloubu se mění flekční pohyb na extenční a zároveň s jeho extenzí dochází k zevní rotaci bérce. V hlezenním kloubu probíhá pasivní dorzální flexe a chodidlo se dostává do supinace. Druhá dolní končetina je ve střední švihové fázi (Perry, Burnfiedl, 2010, p. 12; Véle, 2006, s. 351).

1.3.4 Terminal stance

Konečný stoj (terminal stance) je druhou částí fáze jedné opory. Začíná při zvedání paty a pokračuje do té doby, dokud druhá noha neudeří na zem. V kyčelním kloubu probíhá extenze do nulového postavení a dále a koleno dokončuje maximální extenzi v rámci krokového cyklu. Poté začíná nová část flexe (během krokového cyklu však koleno nikdy nedosáhne plné extenze, ale vždy končí přibližně u 3° flexe). Aktivní plantární flexí nohy dochází ke zvedání paty od podložky. Díky tomu se původně oporná končetina stává končetinou odrazovou a působením její propulzní síly se tělo zvedá mírně vzhůru a dopředu. Chodidlo je stále v supinaci. Švihová dolní končetina je v tuto dobu ve fázi konečného švihu (Véle, 2006, s. 350, 352; Vařeka, Vařeková, 2009, s. 55).

1.3.5 Pre-swing

Předšvihová fáze (pre-swing) je druhou etapou fáze dvojí opory. Začíná s počátečním kontaktem druhé dolní končetiny a končí při odlepení palce končetiny ipsilaterální. Pohyby a svalová činnost končetiny přispívají k propulzi těla vpřed. Náhlý přesun váhy těla rychle uvolní končetinu a přispívá k progresi nohy dopředu a její přípravě na požadavky švihové fáze. Dolní končetina reaguje na přenos hmotnosti se zvýšenou plantární flexí v kotníku, flexí v koleni a snížením extenze v kyčelním kloubu. Dochází k odvinování palce stojné nohy. Druhá končetina je mezi tím ve stadiu zatěžování (Perry, Burnfiedl, 2010, p. 13, 14).

1.3.6 Initial swing

Počáteční švih (initial swing) zaujímá přibližně jednu třetinu ze švihové fáze. Začíná, jakmile se noha odlepí od země, a končí, když je tato švihová končetina v úrovni končetiny stojné. Pánev i femur rotují zevně. Zvýšená flexe kolene přispívá k odlepení palce a flexe kyčelního kloubu pohání končetinu dopředu. Dorzální flexe v kotníku ještě není kompletní a chodidlo je v pronaci. Druhá dolní končetina je na začátku středu stojné fáze (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 56). Během všech tří částí švihové fáze je náročné udržet pánev ve vodorovné poloze, protože se zvednutím nohy do švihu ztrácí pánev jeden ze dvou bodů opory. Pro vyrovnání poklesu pánve na straně švihové končetiny musí být aktivní abduktory stojné končetiny. Zároveň by mělo dojít k aktivitě m. iliopsoas a m. quadratus lumborum na straně švihové (Véle, 2006, s. 349, 350).

1.3.7 Mid swing

Střed švihové fáze (mid swing) začíná, když je švihová končetina v úrovni končetiny stojné, a končí ve chvíli, kdy je tato švihová končetina vpředu a tibia je vertikálně (stupeň flexe v koleni i kyčli je stejný). Posun končetiny před celou váhu těla je umožněn další flexí v kyčli. V koleni dochází díky gravitaci k extenzi, zatímco v kotníku se zvyšuje dorziflexe do nulové polohy. Druhá končetina je v pozdním středu stojné fáze (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 56).

1.3.8 Terminal swing

Konečný švih (terminal swing) začíná, když je tibia ve vertikální pozici, a končí s úderem chodidla o zem. Posun končetiny vpřed je dokončen, jakmile se holeň dostane před stehno. To je způsobeno extenzí v koleni. V kyčelním kloubu je před dopadem paty zevní rotace. V tomto kloubu začíná mírně klesat flexe, zatímco kotník stále zůstává v nulovém postavení. Před dotykem paty s podložkou je chodidlo nastaveno do supinace. Druhostranná končetina je ve fázi konečného stoje (Perry, Burnfiedl, 2010, p. 16).

1.4 Hemiparetická chůze

V akutní fázi po cévní mozkové příhodě pociťuje 60-80 % pacientů určité omezení chůze (Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207).

Pouze 23-37 % osob, které utrpěly mozkovou mrtvici, jsou schopni samostatně chodit během prvního týdne. 50-80 % přeživších je však schopno chodit bez pomoci během 3 týdnů nebo při propuštění a během 6 měsíců toto číslo šplhá až na 85 % (Olney, Richards, 1996,

p. 136). Je proto zřejmé, že rekvalifikace chůze je velmi důležitým a často primárním cílem rehabilitačního programu pro osoby, které utrpěly CMP (Hesse, 2007, p. 1; Olney, Richards, 1996, p. 136; Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207).

Pacienti po iktu vykazují různé deficity v percepci, svalové síle, motorické kontrole, pasivní pohyblivosti, povrchové citlivosti, tonu a rovnováze. Tyto poruchy mají významný efekt na schopnost chůze (Hsu, et al., 2003, p. 1185). Přesná kombinace vad závisí na rozsahu a umístění poškození mozku (Yavuzer, 2007, p. 1).

Největší důsledky pro chůzi má snížená svalová síla a neschopnost generovat volní svalové kontrakce normálního rozsahu v žádné ze svalových skupin a nevhodně načasovaná nebo nevhodně odstupňovaná svalová aktivita. Po několika týdnech se mohou objevit další dvě významná poškození. Je to spasticita a změny mechanických vlastností svalů (Olney, Richards, 1996, p. 136).

Hemiparéza, což je jednostranné ochrnutí horní a dolní končetiny, je typické postižení, které následuje po cévní mozkové příhodě (Perry, Burnfiedl, 2010, p. 304). Chůze u hemiparetiků je charakterizována sníženou rychlostí, kadencí, délkou kroku a kloubní úhlovou exkurzí, také asymetrií v časových, prostorových, kinematických a kinetických veličinách a vzrůstajícími mechanickými energetickými náklady. Při chůzi nemocných vznikají určité kompenzační strategie (Woolley, 2001, p. 2; Chen et al., 2005, p. 51; Olney, Richards, 1996, p. 136).

Tato chůze se vyznačuje pomalými a asymetrickými kroky s nízkou selektivní motorickou kontrolou, opožděnými a porušenými rovnovážnými reakcemi a sníženým přenosem váhy na paretickou končetinu (Kramers-de Quervain, et al., 1996, p. 1512). Narušení hladkého a symetrického pohybu těla dopředu je různé v závislosti na vzoru chůze a stupni zotavení. Řízená koordinace v rámci jedné a mezi oběma končetinami je nahrazena masovými vzory pohybu končetiny na paretické straně, vyžadující kompenzační postavení pánve a neparetické strany. Kompenzační vyrovnávací pohyby nezbytné k chůzi způsobují abnormální posunutí těžiště, což vede ke zvýšení energetického výdeje při chůzi (Yavuzer, 2007, p. 1). Bylo zjištěno, že hemiparetická chůze vyžaduje o 50-67 % větší metabolický výdej energie, než u zdravých jedinců při chůzi o stejné rychlosti (Woolley, 2001, p. 9).

Synergistické masové vzory postižené dolní končetiny bez izolovaných pohybů v kloubech jsou způsobeny špatnou kontrolou selektivních pohybů. Současná aktivace m. quadriceps s m. gluteus maximus způsobuje masový vzor extenze během stojné fáze. Masový vzor flexe způsobuje synergistickou kontrakci flexorů kyčelního kloubu, flexorů kolenního kloubu a dorzálních flexorů kotníku během švihové fáze. Tato primitivní motorická

kontrola produkuje primitivní vzory pohybu končetin a inhibuje normální progresi během chůze. Proto bylo také navrženo, že strategie léčení u pacientů se špatnou motorickou kontrolou by měla být zaměřena na trénink izolovaných a selektivních pohybů, aby byly rozbity masové synergistické vzory a zlepšen vzor chůze (Chen, et al., 2003, p. 925). Izolovaná dorzální flexe kotníku během extenze kyčle a kolene je první známkou selektivní motorické kontroly po iktu (Yavuzer, 2007, p. 2).

Mnoho pacientů pociťuje potíže s udržováním rovnováhy, kvůli poruše v představě vlastního těla, která je vede k tomu, že ignorují postiženou stranu těla. Pacienti trpí těžkou posturální nestabilitou a asymetrií ve frontální i sagitální rovině už během klidného stoje (De Haart, et al., 2004, p. 886). Vykazují asymetrický vzor laterálních pohybů a větší rozsah pohybů pánve a tedy nadměrnou exkurzi centra těžiště těla (De Bujanda, et al., 2003, p. 259).

Šířka kroku (step width) je u pacientů po CMP větší v důsledku špatné rovnováhy. Lze pozorovat rozbíhavý úhel mezi končetinami. Délka kroku (step length) je vzhledem k normálu kratší a asymetrická. Pacienti vykazují větší délku kroku na postižené končetině (Woolley, 2001, p. 2). Chen et al. (2005, p. 55) ve svém výzkumu ale ukazuje, že se liší druh této asymetrie mezi testovanými jedinci. U čtyř hemiparetiků se objevila kratší délka kroku u neparetické dolní končetiny, u dvou jedinců však byla kratší délka kroku u paretické dolní končetiny.

Je přítomna delší stojná fáze u obou dolních končetin oproti zdravému člověku (Woolley, 2001, p. 2; Olney, Richards, 1996, p. 136). U paretické dolní končetiny je délka trvání stojné fáze kratší a délka trvání švihové fáze delší. V důsledku toho je u neparetické dolní končetiny delší stojná a kratší švihová fáze (Woolley, 2001, p. 2; Chen et al., 2005, p. 54). Byla zaznamenána také delší fáze dvojí opory (Woolley, 2001, p. 2).

Velká část rozdílů mezi normální a hemiparetickou chůzí vzniká v důsledku porušení zahájení švihové fáze u paretické dolní končetiny a také v důsledku souvisejících kompenzačních strategií. Kinetická energie paretické končetiny při odlepení palce (fáze toe-off) je menší v důsledku neadekvátního pohonu nohy pomocí flexorů planty nebo flexorů kyčle během předšvihové fáze (Nadeau, et al., 1999, p. 135), čímž je následně delší švihová fáze a větší energetické náklady na pohánění paretické končetiny během této fáze. Nižší kinetická energie při fázi toe-off souvisí i s menší flexí v kolenu během předšvihové fáze, toe-off a následně i švihové fáze u této končetiny (Chen et al., 2005, pp. 54, 55).

Energetické náklady spojené s poháněním trupu vzhůru během předšvihové a švihové fáze u paretické končetiny jsou větší v důsledku zvedání pánve (hip hiking) pro překonání zmenšené flexe v kyčelním kloubu a v kolenu, která vzniká v důsledku snížení síly svalů

provádějících flexi v kolenu, anebo také díky spasticitě extenzorů kolene (Olney, Richards, 1996, p. 146). Kvůli omezenému rozsahu pohybu v kolenním kloubu je hemiparetická chůze často charakterizována jako chůze ztuhlých nohou. Dále bývá u paretické končetiny během švihové fáze i nedostatečná dorzální flexe v kotníku v důsledku slabosti svalů provádějících dorzální flexi a zvýšené ztuhlosti flexorů planty. Dochází tedy k poklesu špičky (foot drop). V důsledku toho vzniká také větší laterální posun nohy během švihové fáze u paretické končetiny a cirkumdukce celé dolní končetiny, anebo tažení prstů po zemi (Olney, Richards, 1996, p. 146; Chen et al., 2005, pp. 54, 55; Woolley, 2001, p. 5; Yavuzer, 2007, p. 1). Síla svalů, provádějících dorzální flexi v kotníku u paretické končetiny, byla zaznamenána jako primární determinant rychlosti chůze a časové symetrie (Lin, et al., 2006, p. 562).

Další rozdíly v chůzi vznikají v důsledku porušené stojné fáze u paretické končetiny. U initial contact bývá omezena dorzální flexe kotníku z důvodu oslabení svalové síly a zvýšené ztuhlosti flexorů planty, ale také kvůli adaptaci na porušenou rovnováhu. Dochází tak k dopadu plosky na zem (foot flat) v poloze plantární flexe, což má za následek počáteční kontakt špičkou chodidla nebo jen mírné snížení elevace špičky. U této fáze také bývá buď omezená, anebo naopak nadměrná flexe v kyčelním kloubu. Během fáze středního a konečného stoje může dojít buď k nadměrné flexi kolenního kloubu kvůli poklesu svalové síly, anebo k jeho hyperextenzi (Olney, Richards, 1996, pp. 145, 146; Woolley, 2001, pp. 4, 5). Hyperextenze kolene je způsobena buď kompenzačním mechanismem poskytujícím stabilní končetinu pro přenos váhy, nebo je vyvolána předčasnou aktivitou lýtkových svalů, což má za následek tažení dolní končetiny posteriorně a nucení kolene jít do hyperextenze. Hlezenní kloub vykazuje zmenšenou dorzální flexi ve fázi středního a konečného stoje a/nebo zvýšenou plantární flexi. Ve fázi konečného stoje bývá zmenšena maximální extenze v kyčelním kloubu (Woolley, 2001, pp. 4, 5).

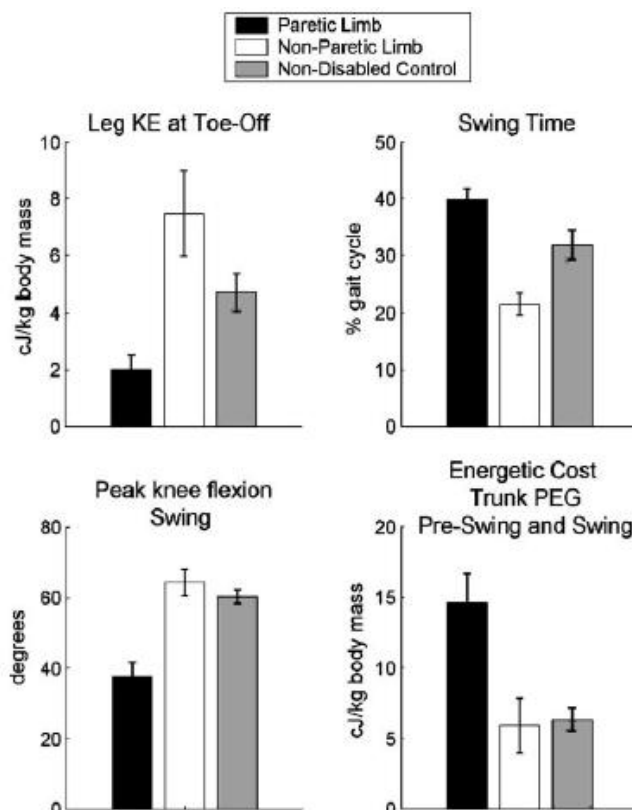
Abnormality v rovnováze a asymetrie během fáze jedné opory na paretické končetině souvisí se sníženou schopností přenést váhu na paretickou stranu těla (Kramers-de Quervain, et al., 1996, p. 1512). Přenos hmotnosti na paretickou stranu je nezbytný pro chůzi a umožňuje pohyb neparetickou končetinou a tedy provedení kroku. Schopnost udržet fázi jedné opory je důležitý determinant schopnosti udržení rovnováhy při chůzi (Yavuzer, 2007, p. 2). Proto i trénink stability ve fázi jedné opory pomáhá u těchto pacientů dosáhnout více symetrickou chůzi (Olney, Richards, 1996, p. 145).

Kvůli slabosti nebo špatné rovnováze paretické končetiny během fáze jedné opory je propulze neparetické dolní končetiny v průběhu předšvihové fáze zvýšená oproti zdravému člověku. V důsledku toho vzrůstá kinetická energie této nohy ve fázi toe-off a tím pádem je

i kratší švihová fáze této končetiny. Flexe kolene během toe-off fáze je větší než u zdravého člověka, pravděpodobně kvůli zvýšené propulzi končetiny během předšvihové fáze (Chen et al., 2005, p. 55).

Určité popsané základní rozdíly chůze u paretické a zdravé končetiny u hemiparetiků a u končetin zdravých jedinců jsou znázorněny ve formě grafu (viz graf 1).

Graf 1 Významné rozdíly chůze u hemiparetiků a zdravých jedinců (Chen et al., 2005, pp. 54).



Pozn.: První graf ukazuje kinetickou energii dolní končetiny u fáze toe-off, druhý graf trvání švihové fáze jako procento z celého cyklu chůze, třetí znázorňuje maximální flexi v koleni během švihové fáze a poslední energetické náklady na pohon trupu vzhůru během předšvihové a švihové fáze. Černý sloupec označuje paretickou končetinu, bílý neparetickou a šedý sloupec zahrnuje obě končetiny u zdravých jedinců, neboť jejich chůze je velmi symetrická.

Ke shrnutí je nutné říci, že výsledný vzor hemiparetické chůze je směs odchylek a kompenzačních pohybů, které jsou dány zbylými funkcemi. Proto by měl být každý pacient vyšetřen a jeho vlastní jedinečný vzor chůze identifikován a zdokumentován. Efektivní jsou

poté intervence, které jsou šité na míru a specificky se zaměřují a měří obnovu normálního vzoru chůze u hemiparetického pacienta (Yavuzer, 2007, p. 5).

1.5 Klinická analýza chůze

Schopnost chůze může být hodnocena jak kvalitativně, tak kvantitativně pomocí různých klinických a laboratorních vyšetření a testů. Mnoho studií o obnově hemiparetické chůze používá řadové funkční hodnotící škály, jako jsou Rivermead Mobility Index, the Barthel Index, the Functional Independence Measure, the Functional Ambulation Categories a Timed Up and Go Test, ve kterých je chůze rozdělena do 3-7 kategorií, v závislosti na vzdálenosti, času a potřebě pomoci. Ačkoliv jsou tyto hodnotící škály snadno použitelné a cenově dostupné, jsou kvůli jejich stropnímu efektu potřeba obtížnější testy u ambulantních pacientů po CMP. Byly určeny k měření pouze základních aktivit a jako takové nezachycují zapojení aktivit pokročilejších (Viosca, et al., 2005, p. 1239).

Nejrozšířenější kvalitativní metoda k měření schopnosti chůze je rychlost chůze. Je to spolehlivé a citlivé měřítko funkčního stavu. Přestože je rychlost užitečné měřítko chůze, není dostatečná pro hodnocení plného vzoru chůze (Yavuzer, 2007, p. 4). Rychlost chůze je ovlivněna mnoha faktory, které se pohybují od primárních postižení v důsledku iktu (nedostatek selektivní hybnosti a špatná rovnováha) k sekundárním kompenzacím neparetické strany a trupu (Kwakkel, Wagenaar, 2002, p. 433). Změny v rychlosti mohou být dokonce pouze behaviorální adaptací jedince na vnímané omezení stability (Lamontagne, Fung, 2004, p. 2546). Kromě toho se protokoly používané v různých studiích k měření rychlosti značně liší (chůze na krátkou nebo na dlouhou vzdálenost, rychlá chůze nebo samostatně zvolená rychlost), (Yavuzer, 2007, p. 4).

Kvantitativní analýza chůze je nejlepší způsob, jak pochopit komplexní multifaktoriální dysfunkce chůze u pacientů po iktu (Yavuzer, 2007, p. 4). Pomáhá identifikovat odchylky od normální chůze, určit funkční problémy, formulovat léčebný plán, který přinese měřitelné výsledky a sledovat výsledky léčby (Baker, 2006, pp. 5, 6). Chůzi lze kvantifikovat měřením časové vzdálenosti, kinematických a kinetických vlastností a elektromyografií. Data mohou nabídnout návrhy pro klinické intervence. Kinematické a kinetické charakteristiky chůze se mění v závislosti na stupni obnovy motoriky a na čase od poškození (Yavuzer, 2007, p. 4).

V literatuře je dostupných mnoho klinických testů hodnotících chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě. Různé testy chůze hodnotí rychlost chůze, ujitou vzdálenost, funkční chůzi a chůzi na různých površích. Z širokého výběru testů chůze je důležité si vybrat ten vhodný, tedy dobře proveditelný, spolehlivý, validní a citlivý test ke zhodnocení pacientovy

schopnosti chůze, sledování změn v průběhu času a k hodnocení efektivnosti zákroku (Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207, 2208). Níže je uvedeno jen několik testů z mnoha dostupných.

1.5.1 The 10-Metre Walk Test

Test chůze na 10 metrů poprvé popsal Wade a jeho kolegové v roce 1987. Od té doby se stal běžným klinickým měřítkem rychlosti chůze využívaným v rehabilitaci. Testovanému je zadáno, aby šel po trati dlouhé 14 metrů tak rychle a zároveň tak bezpečně, jak dokáže. Prostředních 10 metrů je časově změřeno (Scrivener at al., 2014, p. 2).

1.5.2 The Step Test

Step test po testovaném vyžaduje, aby se neustále pokoušel umístit chodidlo na stupínek a ze stupínku (vysokého 7,5 cm) jak nejrychleji dokáže bez ztráty rovnováhy a to v patnácti sekundovém intervalu. Tento test byl představen Hillem v roce 1996 a ukázalo se, že je to validní a spolehlivý test na měření rovnováhy u pacientů po CMP (Scrivener at al., 2014, p. 2).

1.5.3 The Timed Up and Go Test (TUG)

Tento test je modifikovaná verze testu Get-Up and Go. TUG byl vyvinut především k hodnocení základní funkční mobility u křehkých starších osob. Pro provedení testu sedí jedinec na židli umístěné na hranici, která označuje začátek dráhy dlouhé tři metry. Vyšetřovaný je poučen, aby seděl s opřenými zády o židli a na pokyn vyšetřujícího vstal, šel volnou a pohodlnou rychlostí po vyznačené tří metrové dráze (chodníku), poté aby se otočil, šel zpět a posadil se na židli. Je měřen čas od startu až po dosednutí vyšetřovaného zpět na židli s opřenými zády o opěradlo židle (Flansbjerg, 2005, p. 76).

1.5.4 The Motor Assessment Scale

Tuto škálu vypracoval Carr a Shepherd v roce 1985. Umožňuje měření motorického výkonu, které zahrnuje hodnocení provádění běžných funkčních úkolů jako je sezení a chůze. Ve škále je zahrnuto osm položek, z toho dvě položky souvisí s mobilitou na lůžku, tři s funkčními úkoly na dolní končetiny (hodnotí se rovnováha vsedě, pohyb ze sedu do stoje a následně i chůze) a poslední tři s funkcí horních končetin. Každá položka je hodnocena na stupnici v rozmezí od nuly do šesti (Scrivener at al., 2014, p. 2).

1.5.5 The 2-, 6- and 12-Minute Walk Tests

Testy chůze na časové intervaly 2, 6 a 12 minut jsou původně vypracovány pro hodnocení pacientů s plicními chorobami. Ujitá vzdálenost je použita jako měřítko kardiopulmonální a muskuloskeletální adaptace na poškození plic. Zlepšení v ujitě vzdálenosti během časového intervalu testu je připisováno ke zlepšení srdečního výdeje, ventilační mechaniky nebo svalové kondice. Jednoduchost těchto testů vedla k jejich použití pro hodnocení funkčních disabilit pacientů v důsledku neurologických poruch. Umožňují hodnocení pokroků pacientů v průběhu času. Ujitá vzdálenost se mění od 0 metrů až po maximální limit u zdravého člověka. Z ujitě vzdálenosti je okamžitě odvoditelná i rychlost chůze (Kosak, Smith 2005, pp 103, 104).

Test na 2 minuty je méně zatížený únavou a je tedy považován za validní měřítko rychlosti chůze stanovené pacientem. Testy na 6 a 12 minut mohou vyvolat významnou únavu a potřebu pro odpočinek a jsou tak považovány za lepší měřítka vytrvalosti než rychlosti (Kosak, Smith 2005, p 104).

1.5.6 Vlastnosti testů chůze a vhodný výběr

Pro měření motorického výkonu pacientů po CMP existuje velká řada způsobů měření. Je důležité, aby si každý vybral takový způsob měření, který odpovídá jeho potřebám. Faktory, které je třeba zvážit při posuzování užitečnosti způsobu měření pro konkrétní zadání, jsou reliabilita, validita, citlivost a minimální a stropní efekt. Současná literatura však poskytuje jen málo informací pro vedení při volbě správného způsobu měření (Bloemendaal et al., 2012, p. 2207; Scrivener et al., 2014, p. 1). Mnoho studií se proto zabývá hodnocením testů chůze z hlediska výše uvedených kritérií.

Citlivost daného testu odkazuje na jeho schopnost rozpoznat změny v čase u specifické populace (Mokkink, 2010, p. 743). Citlivost testů, které měří aspekty motorických vlastností po cévní mozkové příhodě, však není tak důkladně prošetřena jako reliabilita a validita (Tyson, Connell, 2009, p. 1018). Minimální a stropní efekt omezuje schopnost testů detekovat změny u určité skupiny lidí. Tedy pokud má značná část populace výsledky ve spodní nebo vrchní části z řady možných výsledků, nemusí přístroj nutně tyto výsledky zaznamenat (Scrivener et al., 2014, p. 1). Autoři Scrivener et al. (2014, p. 1-7) ve svém výzkumu popisují jako nejlepší test z hlediska citlivosti a minimálních a stropních efektů The Motor Assessment Scale. Výzkum však prováděli pouze u tří testů (10-Metre Walk Test, Step test a Motor Assessment Scale), neboť podle jejich tvrzení se tyto testy rutinně používají na odděleních s pacienty po CMP.

Autoři Bloemendaal et al. (2012, pp. 2207-2221) tvrdí, že mnoho studií hodnotí reliabilitu a validitu jednotlivých testů a tato hodnocení jsou dostatečná. Chybí však studie hodnotící testy z hlediska chyby měření, minimálního důležitého rozdílu a minimální důležité změny a citlivosti. Popisují, že testy jako The 6-Minute Walk Test, 10-Metre Comfortable Walk Test, 10-Metre Fast Walk Test, Functional Ambulation Categories a 6-Metre Walk Test on parquet and carpet jsou nejčastěji hodnocenými testy a jsou to testy validní, reliabilní a proveditelné u pacientů po CMP. Data o citlivosti a chybě měření však stále chybí. Tito autoři také tvrdí, že je důležité, aby výzkumní pracovníci sjednotili a jasně hlásili zkušební postupy, neboť se tím zlepší interpretabilita, reliabilita a citlivost testů.

V jiné studii se autoři zabývají tím, že rychlost chůze po mozkové mrtvici je často hodnocena pomocí času potřebného k ujití deseti metrů, jindy pěti nebo osmi metrů. Tyto testy však neumožňují průběžné hodnocení obnovy chůze po CMP. V časně fázi rehabilitace nejsou někteří pacienti schopni ujit 5 nebo 10 metrů a jsou tedy netestovatelní. Tento „minimální efekt“ se však neobjevuje u testů chůze na 2, 6 a 12 minut. Dávají pacientům možnost zastavit a odpočinout si v průběhu testovaného časového intervalu. Podle Kosaka a Smithe (2005, pp. 103-108) jsou tedy tyto testy vhodné pro testování ujití vzdálenosti. Jsou však také limitovány tím, že nejsou schopny zhodnotit další důležité aspekty chůze, jako je kvalita pohybu, rovnováha, použití pomocného zařízení anebo fyzické asistence. Test chůze na dvě minuty se ukázal, jako nejvíce časově efektivní a nejlepší pro zhodnocení pacientovy zvolené rychlosti s minimálními efekty únavy. Naopak test chůze na 12 minut vykazuje nejlepší citlivost ke změně u hodnocených parametrů v průběhu rehabilitace u pacientů po CMP.

1.6 Analýza chůze pomocí přístrojových chodících pásů

Pro stanovení charakteru a rozsahu abnormalit chůze je nezbytné provést její hodnocení. Toto hodnocení má tradičně podobu subjektivního písemného popisu zaznamenaného lékařem či terapeutem. To může být sice účelné, ale silně závisí na schopnostech a zkušenostech hodnotitele a je náchylné k chybám a dezinterpretaci (chybnému vysvětlení). Řada studií ukázala, že subjektivní, vizuální hodnocení chůze je nespolehlivé. To se dá očekávat vzhledem ke složitosti pohybů, které jsou začleněny do vzoru chůze a vzhledem ke skutečnosti, že řada pohybů, které tvoří jeden krok, se odehrají během jedné sekundy normální chůze. Je tedy doporučováno, aby byly časové a prostorové parametry chůze analyzovány objektivně a poskytly tak užitečné informace pro klinické pracovníky a rozšířily (nikoliv nahradily) subjektivní posouzení. Objektivní měření by mělo být použito pro návrh

terapie a prokázání účinnosti léčby. Techniky, které jsou používány k získání objektivních parametrů, jsou sice více sofistikované, drahé a časově náročnější, ale také více spolehlivé než prosté pozorování chůze klinickým lékařem (Wall, Brunt, 1997, p. 435).

Přístrojová analýza chůze se provádí pomocí elektricky poháněných chodících pásů, které v sobě mají zabudovanou silovou plošinu (Dierick et al., 2004, p. 299). Zabudovaná silová plošina je deska s piezoelektrickými nebo tenzometrickými snímači. Pokud na povrch desky působí síla, vzniká na snímačích napětí. Toto napětí je následně převedeno na elektrický signál, zaznamenáno a zpracováváno (Winter, 2009, p. 117). Kromě analýzy umožňují tyto chodící pásy také následnou terapii chůze. Výhodou pásů je možnost facilitovat chůzi ve vertikále a při vyšetření zaznamenat více krokových cyklů a delší časový úsek. Plošina umožňuje rychle získat data během velkého počtu po sobě následujících krokových cyklů a v širokém rozsahu ustálené rychlosti chůze. Dříve byly tyto pásy vyráběny na zakázku s různým designem navrhujeícím různé namontování silové plošiny do pásu. Dnes jsou pásy běžně používány pro základní analýzu reakční síly podložky, pozice těžiště těla a různé mechanické parametry (Kram et al., 1998, p. 768; Kram, Powell, 1989, p. 1692; Dierick et al., 2004, p. 299). Spolu se záznamem z videokamer lze hodnotit i kinematické charakteristiky chůze (Winter, 2009, p. 122).

Jedním ze základních parametrů analýzy je velikost vertikální složky reakční síly podložky. Reakční síla podložky je síla, která působí proti hmotnosti lidského těla prostřednictvím kontaktu plosek nohou s podložkou (Winter, 2009, p. 117). Tlačí tělo vzhůru o celkové síle rovné velikosti váze jedince. Její velikost závisí na tíhové síle těla a také na síle vyvolané pohybem těla. Vertikální složka reakční síly podložky je charakterizována jako tzv. dvojitý hrb. Tato složka roste a klesá v závislosti na přenosu hmotnosti těla z jedné končetiny na druhou, zvýšení a poklesu pozice těžiště těla a zrychlení a zpomalení pohybu těžiště těla (Rose, Gamble, 2006, pp. 53-55; Whittle, 2007, p. 81). Během fáze počátečního kontaktu a postupného zatěžování vertikální složka reakční síly podložky narůstá, ve fázi středního stoje klesá a v terminální fázi stoje opět narůstá. Během druhé fáze dvojí opory opět klesá a to až k nulovým hodnotám s tím, jak druhá dolní končetina přebírá váhu těla. Přitom maximální hodnoty síly této vertikální složky reakční síly podložky svou velikostí přesahují velikost hmotnosti těla. Naopak dolní hodnoty sil vertikální složky jsou menší jak hmotnost těla (Whittle, 2007, p. 81; Winter, 2009, p. 119; Rose, Gamble, 2006, pp. 53-55).

Senzory plošiny umožňují také detekovat pozici a změnu pozice tzv. centre of pressure (COP), (Karlson, Frind, 2015, p. 1), což je místo na podložce, které je výsledným průměrem všech tlaků působících na podložku. Je to také počátek vektoru reakční síly podložky

(Whittle, 2007, p. 80; Winter, 2009, p. 121). Změna pozice COP vzniká v důsledku přenosu hmotnosti z jedné končetiny na druhou. Při analýze pomocí silových plošin vzniká pohybem COP tzv. Butterfly Diagram, jinými slovy má tedy grafické zobrazení pohybu COP tvar motýla. Pohyb COP může být plošinou hodnocen buď pro obě dolní končetiny dohromady, anebo pro každou zvlášť. Fyziologické průměty maximálního zatížení plosek při chůzi jsou shodné s odvíjením chodidla od podložky. Probíhají od paty přes zevní hranu chodidla k malíku a poté k palci. Linie tvaru motýlích křídel vzniká při průmětu těžiště do stejné báze obou dolních končetin (Karlson, Frind, 2015, pp. 1, 2; Burget, 2015, s. 74).

Dalším důležitým parametrem, který je analyzován tlakovými senzory chodícího pásu, je rozložení tlaků při kontaktu chodidla s podložkou. Velikost tlaků působících pod různými částmi chodidla je znázorňována pomocí barevné mapy nebo 3D zobrazení (Burget, 2015, s. 74).

1.6.1 HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T

Elektricky poháněný chodící pás Zebris FDM-T umožňuje díky integrované tlakové plošině o velikosti 150 x 50 cm analýzu stoje a chůze a následnou terapii (Donath, et al., 2016, p. 3; Karlson, Frind, 2015, p. 3). Rychlost pásu je možno maximálně navýšit až na 10 km/hod, o zrychlení 0,1 km/hod a nejvyšším možném sklonu 15 %. Existují však i jiné typy chodícího pásu Zebris s jinými technickými parametry, lišícími se např. v maximální možné rychlosti nebo velikosti pásu. Data, naměřená ze silové plošiny, se dají synchronizovat i s pořízeným videozáznamem z kamer. Analýza rozložení statických a dynamických sil během chůze je prováděna v softwaru FDM-T. Návčik chůze je možný i pozpátku nebo z kopce (Zebris Medical GmbH, 2011, pp. 5-8; Dierick et al., 2004, p. 300).

Pro zajištění větší bezpečnosti a umožnění analýzy i terapie méně mobilním pacientům jsou u chodícího pásu další přídatná zařízení, jako je nájezdová plošina pro vozík, postranní madla s nastavitelnou šířkou, výškou a s možností teleskopického vysunutí a také závěsné zařízení HP Cosmos Airwalk, které umožňuje odlehčení až 135 kg a zajištění pacienta ve vertikále. Pro terapeuta je u pásu základní ovládací panel s kontrolním displejem, ruční ovladač s magnetem, bezpečnostní červená tlačítka pro zastavení pásu a také nastavitelné sedáky po obou stranách (Burget, 2015, s. 77; Kolářová et al., 2014, s. 39).

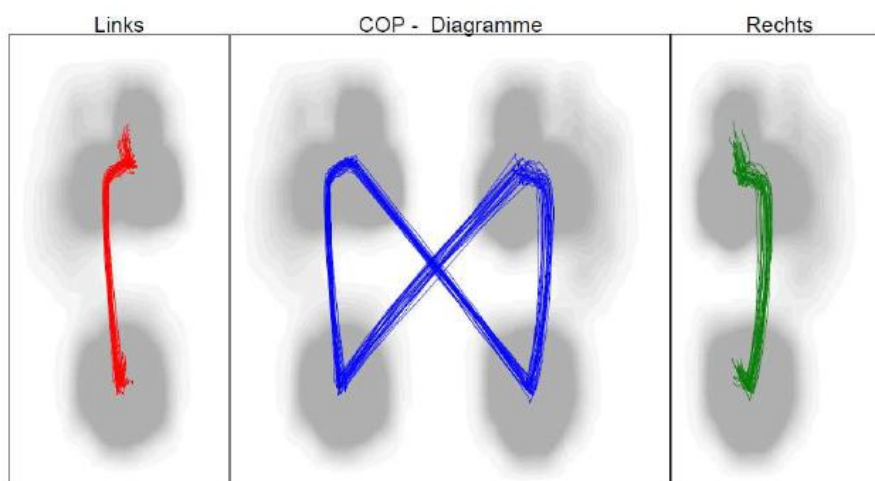
Systém FDM-T, který zpracovává výsledky měření, obsahuje databázi vyšetřovaných pacientů a u každého pacienta ukládá jednotlivé nahrávky a parametry z vyšetření i terapie. Nahrávky je možné zpětně sledovat jak zrychleně tak zpomaleně. Pro klinické a statistické hodnocení výsledků jednotlivých pacientů slouží několikastránkové reporty s grafickými

a číselnými údaji, které lze uložit ve formátu PDF. V jednom reportu lze i srovnávat změny v rámci dvou měření (Zebris Medical GmbH, 2011, pp. 5-7, 26-29).

Z analýzy stoje systém vygeneruje jednostránkový report, který obsahuje parametry o čase trvání analýzy, o průměrném rozložení tlaků na ploškách nohou v N/cm^2 , průměrném silovém působení končetin v N, délce trajektorie pohybu COP, průměrné rychlosti pohybu COP, průměrném procentuálním rozložení zatížení pravé a levé nášlapné plochy, přední a zadní části chodidla a o velikosti plochy, kde se nachází 95 % všech projekcí COP (Burget, 2015, ss. 74, 75).

Analýza kinetiky a časoprostorových parametrů chůze je zpracována v pěti stránkovém reportu (Kolářová et al., 2014, ss. 41-45). Před vlastní analýzou dynamických sil během chůze by měl pacient nejdříve na pohyblivém pásu chodit, aby se adaptoval na chůzi (Reed, et al., 2013, p. 2). Po zaznamenání dostatečného počtu krokových cyklů lze získat informace o rozložení maximálních tlaků na ploškách nohou během jednotlivých krokových cyklů a také průměr těchto tlaků pro fázi středního stoje, celé stojné fáze a absolutní maximum rozložení tlaků (Burget, 2015, s. 74). Dále report poskytuje průměrné hodnoty časoprostorových parametrů chůze, jako je rychlost chůze, kadence (počet kroků za minutu), délka kroku (step length), délka dvojkroku (stride length), doba kroku a dvojkroku, šířka kroku (stride width), (Donath, et al., 2016, p. 3; Reed, et al., 2013, p. 2-4), rotace podélné osy chodidla (popisuje úhel mezi podélnou osou chodidla a linií chůze) a procentuální vyjádření trvání švihové a stojné fáze, fáze dvojí opory a jednotlivých částí stojné fáze (load response, mid stance a pre-swing). Ze silových parametrů chůze report informuje o vertikální složce reakční síly podložky během stojné fáze, o průběhu COP během krokového cyklu a to jak pro každou končetinu zvlášť (grafické zobrazení pomocí tzv. gait line), tak pro obě dohromady, což se graficky zobrazí pomocí butterfly diagramu (viz obr. 2), (Reed, et al., 2013, p. 2-4). Jde o zobrazení průmětu těžiště do plosek nohou a do opěrné báze během chůze. Kromě grafického zobrazení jsou k dispozici i číselné údaje pro možnost srovnání symetrie průběhu COP (Karlson, Frind, 2015, pp. 2, 3). Dále analýza poskytuje grafické zobrazení distribuce tlaků ve stojné fázi u předonoží, středonoží a zadonoží a s tím související číselné parametry. Případně se dají pomocí videomodulu orientačně vypočítat úhly a poměry velikostí dolních končetin (Zebris Medical GmbH, 2011, pp. 32, 41-45).

Obr. 2 Grafické zobrazení průběhu COP (Zebris Medical GmbH, 2011, p. 45)



Pozn.: Na levé části obrázku je patrné grafické zobrazení průběhu COP pro levou dolní končetinu (gait line), v pravé části naopak pro pravou dolní končetinu. Uprostřed obrázku je tzv. butterfly diagram – grafické zobrazení průběhu COP pro obě dolní končetiny dohromady.

Terapie na chodníku Zebris umožňuje modifikaci krokového cyklu podle předchozí analýzy chůze. Podle výstupních časoprostorových parametrů je možné provést konfiguraci tréninku chůze k ovlivnění těchto parametrů. Podle cíle terapie je tedy možno modifikovat např. délku nebo šířku kroku, rotaci chodidla, rychlost chůze apod. Tato terapie je založena na promítání stop na chodící pás nebo na obrazovku před pásem, kdy se pacient při chůzi snaží umístit svá chodidla na promítané stopy. Průběh terapie je analyzován a systém poté podává informace o úspěšnosti terapie a tedy o schopnosti pacienta modifikovat krokový cyklus.

Další možností terapie je trénování adaptability pomocí virtuálního prostředí, které pacient vidí na obrazovce před sebou. Spuštěním programu Forest Walk se spustí vizuální stimulace, která napodobuje procházku lesem. Zobrazuje se určitá trasa s různými statickými a dynamickými překážkami (kamery, kaluže, stromy, apod.), které se pacient snaží překračovat, modifikovat tak chůzi podle změn imitovaného reálného prostředí a sbírat body, které jsou následně vyhodnoceny. Pacient během terapie získává zpětnou vazbu pomocí vizualizace rozložení zátěže na ploškách a samotným zobrazením stop v rámci krokového cyklu. Virtuální trasa se dá buď automaticky vygenerovat s možností nastavit parametry trasy posuvnými regulátory, anebo si uživatel může v editoru vytvořit trasu vlastní. Podle reportů z jednotlivých terapií chůze lze objektivizovat efekt terapie pomocí porovnání průběžných výsledků. Tato 3D zpětná vazba pomocí virtuální reality usnadňuje motorické učení a v případě pozitivních výsledků může výrazně zvyšovat motivaci pacienta a zlepšit jeho

spolupráci (Zebris Medical GmbH, 2015, pp. 1-4; Burget, 2015, ss. 74-76; Zebris Medical GmbH, 2011, pp. 54-83; Kolářová et al., 2014, ss. 49-51).

1.6.2 C-Mill

Tento elektricky poháněný chodící pás (s délkou 3 m a šířkou 70 cm) má podobně jako Zebris FDM-T pod pásem zabudovanou tlakovou plošinu pro analýzu chůze. Pás slouží kromě vyšetření základních silových a časoprostorových parametrů chůze také k její terapii (Van Ooijen, et al., 2015, p. 1008, Van Ooijen, et al., 2013, p. 2). Nosnost pásu je až 135 kg, rychlost se může pohybovat mezi 0,1-12 km/hod a zrychlení je 0,1 km/hod (Kolářová et al., 2014, ss. 54, 55). Po stranách pásu jsou madla, která je možno nastavit do výšky i šířky, a pro větší bezpečnost je možné částečné odlehčení hmotnosti pacienta pomocí vesty závěsného systému nad pásem. Pro ovládání slouží stojan s monitorem a počítačem se systémem CueFors, připojeným k vestavěné silové plošině pásu, anebo ovládací panel v přední části pásu, případně červené bezpečnostní tlačítko pro zastavení (Heeren, 2013, p. 617; Van Ooijen, et al., 2013, p. 2; Van Ooijen, et al., 2015, p. 1008).

Nastavení jednotlivých parametrů pro analýzu a terapii chůze umožňuje systém CueFors, který následně poskytuje a ukládá analyzovaná data každého pacienta do databáze. Data jdou také exportovat v různých formátech na externí úložiště. Systém poskytuje dva základní typy analýzy chůze. Analýzu přirozené chůze (Free gait) a analýzu chůze během terapie (Cued gait). Z každého krokového cyklu je v reálném čase vypočítáváno až 50 různých parametrů (ForceLink B.V. 2009, pp. 3, 18).

Vyšetřovací protokol u Free gait obsahuje parametry z předem určeného časového intervalu nebo z předem definovaného počtu krokových cyklů. Získáváme data o délce kroku (steplenght), době fáze jedné opory u pravé a levé dolní končetiny (contacttime) a asymetrii mezi končetinami v procentech. Dále grafické zobrazení pohybu COP pomocí butterfly diagramu a časoprostorových parametrů, kterými jsou rychlost chůze, šířka kroku, frekvence a další (Kolářová et al., 2014, ss. 54-56; ForceLink B.V. 2009, pp. 14, 18, 19).

Analýza během terapeutické jednotky (cued gait) poskytuje po ukončení report, který hodnotí efekt celé terapie a informuje o schopnostech pacienta adaptovat se a měnit chůzi podle zevních stimulů, kterými může být metronom nebo nášlapné kameny či překážky promítané na chodící pás. Mezi testované parametry patří např. pohyb COP před terapií a jeho změna během terapie, což je znázorněno pomocí butterfly diagramu. Dále mohou být graficky zobrazeny časové parametry krokového cyklu a vyjádření úspěšnosti umístění chodidla do

promítaných značek (cues hit), (Van Ooijen, et al., 2013, pp. 2, 3; Kolářová et al., 2014, ss. 54-58).

Chodící pás C-Mill nabízí možnost terapie adaptability chůze pomocí rozšířené reality (augmented reality), kdy je na povrch pásu promítán vizuální kontext (nášlapné cíle, překážky) širokoúhlým projektorem. Dochází tak k přímé interakci mezi pokládaným chodidlem a rozšířeným vizuálním kontextem. Takto vyvolaná modifikace chůze kontinuálně testuje dynamickou rovnováhu při chůzi. Hlavní předností tréninku adaptability chůze na C-Millu je trénink rovnovážných reakcí při provádění skutečných podněcujících úkolů (Van Ooijen, et al., 2015, p. 1008; Heeren, 2013, p. 617; Van Ooijen, et al., 2013, p. 2).

Terapie pomocí chodícího pásu C-Mill nabízí několik modulů a různých druhů nášlapných cílů a překážek v závislosti na cíli terapie. U modulu Walking area se pacient musí při chůzi udržet ve velké osvětlené části pásu, která může být buď statická, anebo se pohybovat vpřed a vzad po celé délce pásu a to různou nastavitelnou rychlostí. Tento modul tedy slouží jako zpětná vazba o pacientově rychlosti chůze a umožňuje nácvik modifikace rychlosti, pacient tak může trénovat zrychlování a zpomalování. Modul Cueing je režim, kdy se pacient snaží přizpůsobit krokový cyklus rytmu metronomu, promítaným kamenům nebo jejich kombinaci a modifikovat a symetrizovat tak krokový cyklus. Podle cílů terapie lze měnit rytmus metronomu a vzdálenost mezi světelnými kameny, čímž je možné ovlivňovat délku i šířku kroku a tím i asymetrii a pravidelnost. Obtížnost stoupá se vzrůstající nepravidelností v sekvenci vizuálních navádějících značek. Možností je také chůze po značkách, které svým umístěním odpovídají krokovému cyklu pacienta, ale postupně se mění šířka i délka mezi nimi a pacient tak musí plynule chůzi přizpůsobovat (modul Random variation).

Pro zlepšení adaptability a reaktivity na změnu prostředí slouží modul Adaptability, což je zábavná a funkční hra, kdy jsou na pás promítány virtuální překážky, u kterých se dá nastavit velikost, jak dlouho dopředu se před pacientem zobrazí a také množství promítaných objektů na metr. Lze zvolit i určité prostředí s akustickým doprovodem a obrázky, kterým se pacient musí vyhýbat, nebo je naopak šlápnutím sbírat. Pokud pacient zasáhne promítaný cíl (např. fotbalový míč), získá tak body. Naopak pokud se nevyhne překážce (např. kaluž vody), body ztratí. Vše je doprovázeno vizuální a akustickou zpětnou vazbou o výkonu. Nácvik adaptace tak probíhá formou hry (Heeren, 2013, p. 617, 622; ForceLink B.V. 2009, pp. 8-11; Van Ooijen, et al., 2013, p. 5; Van Ooijen, et al., 2015, p. 1008; Kolářová et al., 2014, ss. 54-60).

1.7 Rehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě

Obnova a zlepšení chůze po cévní mozkové příhodě jsou hlavními aspekty rehabilitace. Výsledek terapie chůze je rozhodující pro usilovanou sociální a profesní reintegraci (Olney, Richards, 1996, p. 136; Yavuzer, 2007, p. 3). Zotavení pacientů v prvních dvou týdnech po prodělané cévní mozkové příhodě se z velké části děje díky plasticitě mozku. Dochází k funkční reorganizaci sensorických a motorických systémů. Znovuzískání ztracených sensorických a motorických funkcí se obvykle děje během několika prvních týdnů zotavování, ale neustálý pokrok může trvat daleko delší časový úsek. Tato reorganizace je umocněna rehabilitačními programy. Optimální využití spontánní regenerace a plasticity neuronů patří v rehabilitaci k důležitým cílům. Bylo prokázáno, že funkční specifita a komplexnost trénovaných úkolů jsou klíčové pro motorický trénink a kortikální reorganizaci (Yavuzer, 2007, p. 2; Gál et al., 2015, ss. 102-110).

Průběh rehabilitace chůze může být rozdělen zhruba do třech fází. Fáze časné mobilizace a vertikalizace z postele do vozíku a chodítka a využití vertikalizačního stolu těsně po vzniku CMP, poté následuje fáze obnovy samostatné chůze a následně fáze zlepšení kvality a funkce chůze tak, aby splňovala požadavky běžného denního života (patří sem např. symetrie chůze, rychlost a vytrvalost), (Hesse, 2007, p. 1, 7-8).

Fáze obnovy samostatné chůze nastupuje ve chvíli, kdy je pacient kardiovaskulárně stabilní a vydrží delší vertikalizaci v chodítku. Existuje několik terapeutických přístupů, které se snaží dosáhnout tohoto cíle. Jsou to například Bobath koncept, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, Vojtův princip reflexní lokomoce a další (Burget, 2015, ss. 73, 74, 76). Moderní koncepty založené na principech motorického učení však upřednostňují opakovaný trénink chůze, který je zaměřen na plnění konkrétního úkolu (task-specific training), (Gál et al., 2015, ss. 110, 111) a říkají, že nejlepší cesta, jak zlepšit chůzi, je chodit. Ukazují, že intenzita terapie chůze a její výsledky spolu vzájemně souvisejí, a že časná a více agresivní terapie chůze má pozitivní efekt (Hesse, 2007, p. 2). Terapeutické techniky, zaměřené na opakování specifického úkolu, se u terapie chůze po CMP začaly provádět pomocí chůze na pohyblivém chodníku s částečným odlehčením tělesné hmotnosti (BWSTT – body weight support treadmill training), (Gál et al., 2015, ss. 110, 111; Kang, et al., 2012, p. 251; Hesse, et al., 1994, p. 1087). Tímto tréninkem je umožněno pacientům s hemiparézou opakovaně cvičit mnoho komplexních krokových cyklů. Opakovaný task-oriented training podporuje vznik nových spojů uvnitř zbylé mozkové tkáně, nebo působí jako podnět pro vytvoření efektivních funkčních spojení, a zvyšuje neuroplasticitu, která se zaměřuje na

reorganizaci centrálního nervového systému (Mulder, Hochstenbach, 2001, pp. 135-138; Gál et al., 2015, ss. 109, 110). Pacienti na sobě mají závěsné zařízení, které slouží jako náhrada za deficit rovnovážných reflexů. Pohyblivý chodník vyvolává a posiluje komplexní krokové pohyby, pomáhá iniciaci pohybu a aktivuje procesy neuroplasticity v CNS (Gál et al., 2015, ss. 110, 111). Umožňuje selektivnější nácvik ideálních pohybových stereotypů s ulehčením přenosu hmotnosti těla. Zlepšuje se symetričnost, koordinace a propulzní aktivita při chůzi. S pomocí chodícího pásu trénuje pacient chůzi po rovném povrchu a může se tak plně soustředit pouze na samotnou chůzi (Kang, et al., 2012, pp. 251, 252; Hesse, 2007, p. 2; Burget, 2015, ss. 73-74, 76; Gál et al., 2015, ss. 110, 111).

Závěsný postroj nese část tělesné hmotnosti a díky tomu může pacient nést zbývající váhu svého těla adekvátně bez nadměrné hyperextenze v kolenním kloubu nebo nadměrné flexe v kyčelním kloubu při stojné fázi na paretické končetině. Zajištění pacienta v závěsu výrazně snižuje pocit strachu z pádu, který by jinak mohl vést k nežádoucímu zvýšení spasticity (Hesse, 2007, p. 3). Touto lokomoční terapií se aktivují spinální a supraspinální generátory vzoru chůze. Zpočátku jsou vyžadováni dva až tři terapeuti k asistenci pohybu pacienta na pohyblivém chodníku. Pacient by měl procvičovat kroky nejen dostatečným opakováním, ale i pokud možno plynule a v normálním vzoru chůze. Střídavé zatížení a odlehčení nohy a extenze v kyčelním kloubu jsou periferní mechanismy potřebné k aktivaci generátorů vzorů chůze (Burget, 2015, s. 73, 75). Rychlost pásu je zpočátku doporučována přibližně na 0,25 m/s a odlehčení ne více než 30 % tělesné hmotnosti (Hesse, et. al., 1997, p. 15). V průběhu terapie by měla být postupně navyšována rychlost pásu a odlehčení zmenšeno (Hesse, et al., 1999, p. 421). Tento druh terapie na pohyblivém chodníku s částečným odlehčením a následně i bez odlehčení lze provádět u výše zmiňovaných chodících pásů Zebris a C-Mill, ale i na jiných typech pásů (Kolářová et al., 2014, s. 39-60).

V současné době s rozvojem roboticky asistované rehabilitace se stále častěji využívá při tréninku chůze zevní zpětná vazba, která může určitým způsobem kompenzovat iktem poškozenou vnitřní zpětnou vazbu, která je u zdravého člověka umožněna proprioreceptory a dalšími senzory pohybu. Zevní zpětná vazba je pro CNS důležitým podnětem pro lepší kontrolu a koordinaci pohybu a dává pacientovi informaci o správnosti pohybu. Může být zprostředkována slovním vedením terapeuta, pomocí zvukových signálů, anebo vizuálně díky obrazovce a to jak průběžně během terapie, nebo až po terapii jako konečný výsledek (Gál et al., 2015, ss. 113, 114). Tento biofeedback rychleji aktivuje procesy neuroplasticity a motorického učení (He, et al., 2006, pp. 1, 2). Vizualní zpětnou vazbu poskytuje např. chodící pás Zebris nebo C-Mill (Kolářová et al., 2014, s. 39-60). Vizualizace rozložení

zatížení pod ploskami nohou může podávat informaci o neadekvátním zatížení paretické končetiny, které pacient nemusí jinak vůbec vnímat (Burget, 2015, ss. 70-76). Během terapie přístroj ukládá analyzovaná data, ta lze následně porovnávat a při kladných výsledcích tak zvýšit motivaci pacienta (He, et al., 2006, p. 7). Při promítání virtuální reality může pacient korigovat směr i rychlost chůze a rozložení zátěže na ploskách pomocí vizuální a akustické zpětné vazby. Terapie může také probíhat pomocí promítání stop na běžící pás, na které se pacient snaží pokládat svá chodidla a získává tím vjem lepšího stereotypu chůze (viz obr. 3), (Burget, 2015, ss. 70-76). Pomocí vizuálního biofeedbacku se zlepšuje koordinace a kontrola pohybů (He, et al., 2006, pp. 7, 10), stabilita během stoje a chůze a také je tím usnadněn přenos váhy na postiženou dolní končetinu (Burget, 2015, ss. 70-76).

Obr. 3 Trénink chůze na pohyblivém páse s promítáním nášlapných stop (Burget, 2015, s. 75)



Hlavní nevýhodou terapie na pohyblivém chodníku s částečným odlehčením je potřeba dvou až tří terapeutů u těžce postiženého pacienta a tím limitace počtu kroků provedených během jedné terapie (Hesse, 2007, pp. 5, 6). Pro ulehčení namáhavé práce terapeutů byly vyvinuty přístroje pro chůzi, jako je Lokomat, AutoAmbulator a nebo Gait Trainer GTI, na kterých pacient potřebuje méně pomoci. Švýcarský přístroj Lokomat se skládá z chodícího pásu a robotického exoskeletu s programovatelnými robotickými ortézami pro flexi kyčelního a kolenního kloubu během švihové fáze. Pružinový systém kolem boty pacienta simuluje odval chodidla. Exoskelet umožňuje roboticky asistovanou terapii, kdy dochází k facilitaci vzoru chůze prostřednictvím proprioreceptorů. Chůze je v tomto případě prováděna pasivně s téměř úplným vyloučením tělesné hmotnosti. Mezi možnostmi terapie na Lokomatu jsou i programy s virtuálním prostředím a zpětnou vazbou pro pacienta (biofeedbackem), (Gál et al., 2015, s. 112; Hesse, 2007, pp. 5, 6; Kolářová et al., 2014, ss. 122-124).

2 Diskuze

2.1 Přístrojová analýza chůze

Pro analýzu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě je dostupných mnoho klinických testů chůze (Bloemendaal et al., 2012, pp. 2207, 2208), ale i stále více se rozvíjejících přístrojových technik analýzy chůze, zejména pak přístrojových chodících pásů, což jsou cenné vyhodnocovací nástroje, které jsou používány v klinických analýzách a výzkumech pro objektivní a přesné měření časoprostorových parametrů chůze. Přesným změřením parametrů před a po terapii, ale i průběžným sledováním pokroku tréninku, umožňují zhodnocení účinnosti terapie chůze (Kesar et al., 2011, pp. 314, 315; Reed et al., 2013, p. 2; Burget, 2015, s. 70; Lee et al., 2014, p. 1211). Poskytují základní kinetické a kinematické parametry pro komplexní hodnocení chůze v reálném čase a navíc tyto parametry předkládají i samotným pacientům ve formě vizuální či akustické zpětné vazby (Burget, 2015, s. 70).

Parametry reakční síly podložky a na nich založené výpočty, jako jsou momenty v kloubech a mechanika centra těžiště těla, jsou v klinických výzkumech a obvyklých analýzách chůze běžně zaznamenávány prostřednictvím silových plošin. Dříve se používaly silové plošiny, které byly přimontovány k podlaze. Hodnocení dat na těchto plošinách během několika cyklů chůze bylo však časově náročné z toho důvodu, že pacienti museli přesně zacílit své kroky na jednotlivé desky, aby byla zaznamenána adekvátní data. Také opakování měření o stejné konstantní rychlosti bylo obtížnější a časově náročnější. Zhodnocení mechaniky centra těžiště těla vyžadovalo velké a prostorné silové plošiny nebo kombinaci několika plošin pro měření těchto dat během několika krokových cyklů. Kromě velkých finančních prostředků byla tedy vyžadována i velmi prostorná laboratoř chůze (Lee et al., 2014, p. 1211; Kram, Powell, 1989, p. 1692; Kram et al., 1998, p. 768).

Řešením pro překonání uváděných nevýhod je použití měřicího chodícího pásu s namontovanou silovou plošinou, který nevyžaduje tolik místa a je možné ho umístit do zvláštní místnosti a rychle zhodnotit reakční síly podložky z velkého množství úspěšných krokových cyklů v širokém rozsahu ustálených rychlostí a v daleko kratším čase. Dále účinky terapie mohou být hodnoceny za stejných podmínek, tedy za konstantní rychlosti chůze při testování před a po terapii. Proto začaly být vyvíjeny chodící pásy na zakázku a to v různých navrhovaných designech s různým způsobem namontování silové plošiny. Dnes jsou tyto pásy běžně používány v obvyklých analýzách chůze (Kram et al., 1998, p. 768; Kram, Powell, 1989, p. 1692).

Přes časté využití těchto chodících pásů ke klinickým výzkumům však existuje pouze málo výzkumů, které by dostatečně popisovaly proveditelnost jejich použití k rutinní klinické analýze chůze. Dierick et al. (2004, pp. 299-303) studovali technické parametry chodícího pásu (Mercury LT med, HP Cosmos) pomocí testů přesnosti určení pozice COP, přesnosti rychlosti pásu a vlastní frekvence pásu, šumů na pozadí (tedy ovlivnění získávaných silových parametrů v závislosti na vypnutém či zapnutém motoru a nepravidelnostech v rychlosti pásu) a dále pomocí testů kontrolujících přesnost, linearitu a chyby v určení vertikálních sil. Výsledky testů byly uspokojivé s chybou menší než 10 %. Dále byly provedeny dynamické testy se zdravými jedinci a pacienty chodícími po páse, kdy byly zaznamenávány reakční síly podložky a kinematika segmentů za účelem vypočítání kloubních úhlových momentů a kinematiky a mechaniky centra těžiště těla. Tato data byla kontrolována prostřednictvím optoelektronického systému kamer.

Testy u zdravých jedinců odpovídaly literatuře. Výsledky u pacientů byly zřetelně narušené, což dokazuje schopnost pásu rozeznat patologickou chůzi od té normální. Všechny testy ukázaly, že kvalita měření sil se zdá být dostačující pro příslušnou interpretaci reakčních sil podložky u patologické chůze. Měření reakčních sil podložky pomocí chodícího pásu se tedy zdá být validní a klinické zhodnocení kloubních momentů a kinematiky a kinetiky centra těžiště těla se zdá být proveditelné. Měřicí chodící pás může být užitečné zařízení pro klinický výzkum a rutinní analýzu chůze (Dierick et al., 2004, pp. 299-303).

Autoři Kesar et al. (2011, pp. 315, 314) ve své studii zkoumali minimální detekovatelné změny (minimal detectable change – MDC) různých parametrů, získaných během chůze na páse s integrovanou silovou plošinou (AMTI, Watertown, MA) u jedinců po CMP. Data ze silové plošiny byla synchronizována také se záznamem dat z bodů na těle, která byla shromážděna pomocí kamerového systému pro analýzu pohybu (systém Vicon), (Kesar et al., 2011, pp. 315, 314). Odhad typické variability parametrů chůze při opakovaném testování je užitečný při určování, zda jsou pozorované změny chůze díky právě zkoumané intervenci, nebo kvůli chybě měření při opakování testu, nebo variabilitě chůze během dní. MDC představuje výši změny proměnných, která je potřebná k posouzení, že změnu nelze přičíst k chybám měření. Je to nejmenší změna, která nespadá do očekávaného rozsahu chyb a představuje „skutečnou“ změnu (Beckerman, et al., 2001, p. 571, 572; Beaton, et al., 2001, p. 1204, 1205).

Výsledky ukázaly, že spolehlivost při opakování testů na chodícím páse je vynikající u všech testovaných parametrů. MDC byly zaznamenány u kloubních úhlových momentů v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu (v rozmezí od 3,8° pro vrcholový úhel vybočení

končetiny ze sagitální roviny až po 11,5° pro extenzi v kyčelním kloubu), u vrcholové anteriorní složky reakční síly podložky (2,85 % tělesné hmotnosti), u průměrné vertikální složky reakční síly podložky (4,65 %), u všech časových parametrů (v rozmezí 3,2-4,2 % krokového cyklu) a u prostorových parametrů (6,7 cm pro délku kroku u paretické končetiny, 5,46 cm u neparetické a 0,068 pro poměr symetrie kroků). Tyto MDC poskytují užitečný referenční materiál k pomoci při interpretaci velikosti změn u parametrů chůze u pacientů po CMP (Kesar et al., 2011, p. 314).

U přístrojových chodících pásů s jednou nebo více silovými deskami byla zaznamenána vysoká úroveň reliability s variačním koeficientem menším než 10 % u záznamů v rámci jednoho nebo během více dnů pro časové parametry chůze a reakční síly podložky. V poslední době jsou však komerčně dostupné novější systémy přístrojových chodících pásů, které obsahují celou řadu snímačů tlaku a ne jen jednu silovou desku. Jejich výkonnostní parametry a prostorová rozlišovací schopnost se však liší od plošin silových a je pouze omezené množství dat týkajících se měřících vlastností těchto pásů. Reed et al. (2013, p. 2) ve své studii hodnotili reprodukovatelnost u časoprostorových parametrů a vertikální složky reakčních sil podložky na chodícím pásu vybaveném kapacitní tlakovou plošinou (Zebris FDM-THM-S).

Výsledky prokázaly, že standardní chyba měření, vyjádřená jako procento z průměrné hodnoty, byla menší než 10 % u všech parametrů chůze, s výjimkou rotačního úhlu chodidla a šířky kroku. Deset z 16 testovaných parametrů mělo standardní chybu měření menší než 6 % příslušné střední hodnoty. Nejvíce shodnými parametry chůze při měření v rámci jednoho a během více dnů byly časové parametry, následovány reakční silou podložky a prostorovými parametry chůze. Dále bylo zjištěno, že minimální změny, které mohou být zaznamenány s 95% spolehlivostí při opakovaném měření během jednoho dne, se pohybovaly v rozmezí 3-13 % pro časové parametry, 4-20 % pro kinetické parametry a 11-43 % pro prostorové parametry. Opakovatelnost parametrů chůze během několika dní byla podobná k té v rámci jednoho dne. Limity ve shodě prostorových parametrů a reakčních sil podložky vznikaly zřejmě kvůli změnám v neuromuskulární patologii a změně obuvi. Výsledky studie tedy potvrzují reprodukovatelnost a senzitivitu systému Zebris při detekci změn u časoprostorových parametrů chůze a vertikální složky reakční síly podložky. Testování však proběhlo pouze u mladých a zdravých dospělých jedinců při subjektivně zvolené, pohodlné rychlosti. Výsledky tedy nemusí být aplikovatelné u jedinců s abnormalitami chůze. Chodící pás také vyvolává určitá časoprostorová omezení chůze a data o chůzi tedy nemohou být srovnatelná s neomezenou chůzí mimo laboratoř. Z uvedeného vyplývá, že je potřeba další

důkladnější výzkum pro zhodnocení měřících vlastností přístrojového chodícího pásu (Reed et al., 2013, p. 9).

Autoři Lee et al. (2014, pp. 1211, 1217, 1218) poukazují na určité nedostatky přístrojového chodícího pásu a to na cenu, vyžadovaný prostor a nemožnost přenositelnosti. Možným řešením pro překonání těchto nedostatků by mohl být systém OptoGait s fotoelektrickými buňkami umístěnými na přijímací a vysílací liště, který umožňuje kvantifikaci chůze téměř na všech rovných površích a umožňuje analýzu jak při chůzi na zemi, tak při chůzi na chodícím páse. Autoři ve své studii porovnávali chodící pás Zebris FDM-T s novým systémem OptoGait při testování zdravých jedinců i pacientů po CMP. Oba přístroje vykazovaly souhlasnou validitu a OptoGait systém měl vysokou spolehlivost při opakování testu. Jako spolehlivou při opakování testu však autoři podle předešlých studií označili i analýzu pomocí přístrojového chodícího pásu.

U měřícího chodícího pásu je popisována i řada nevýhod. Chůze na pásu je nebezpečnější než normální chůze a někteří pacienti mohou být díky tomu více úzkostliví. Dále musí být pacienti zvyklí na chůzi po páse před samotným hodnocením. Měřící chodící pás také zaznamenává pouze souhrn reakčních sil podložky z obou dolních končetin. To je vhodné pro měření mechanické práce a pohybu centra těžiště těla, ale ne pro zhodnocení úhlových momentů kloubů. Nicméně použití jednoduchého algoritmu umožňuje oddělovat jednotlivé vertikální síly chodidel před výpočtem kloubních úhlových momentů (Dierick et al., 2004, pp. 302, 303). Jiné řešení je použití chodícího pásu s rozděleným pásem a snímačem síly. Tato konstrukce však nutí jedince chodit se širší opěrnou bází (Belli, et al., 2001, p. 105, 106).

Kliničtí výzkumníci jsou často nedůvěřiví k výsledkům analýzy chůze získaných z měřícího chodícího pásu, což argumentují tím, že chůze na chodícím páse je rozdílná od chůze po zemi. Při běžné počáteční a konečné analýze chůze a dalších navazujících měření je lehké vyhnout se této kritice pomocí uskutečnění všech hodnocení jen na chodícím páse (Dierick et al., 2004, pp. 302, 303). Dále je před vlastní analýzou doporučováno vzít v úvahu čas, potřebný pro habituaci chůze na páse. U mladých, zdravých lidí, kteří dříve nebyli v kontaktu s chodícím pásem, bylo zjištěno, že je pro aklimatizaci chůze na páse vyžadována chůze po dobu 10 minut (Van de Putte, et al., 2006, p. 43).

Bylo také zjištěno, že kinetické, kinematické, EMG a metabolické veličiny chůze jsou téměř shodné při chůzi na páse i při chůzi po zemi, pokud je jedinec zvyklý na chůzi po páse (Kram et al., 1998, p. 767).

2.2 Efekt rehabilitace chůze na chodícím páse u pacientů po CMP

Trénink chůze na chodícím páse s odlehčením tělesné hmotnosti (BWSTT - Body Weight Support Treadmill Training) zlepšuje funkci chůze u pacientů v chronickém stadiu po CMP (Sullivan, et al., 2007, p. 1580), ale je vhodný i pro pacienty v akutní fázi (Ada, et al., 2010, p. 153) a to zejména pro ty s větší dysfunkcí chůze (Kosak, Reding, 2000, p. 13).

Při porovnání terapie chůze na chodícím páse bez odlehčení s konvenční terapií chůze po zemi (overground walking training) u pacientů v chronickém stadiu po CMP bylo zjištěno významné zlepšení v rychlosti, vytrvalosti a vzoru chůze (zlepšení symetrie v délce a šířce kroku) ve prospěch terapie na páse. To ukazuje, že tato terapie poskytuje větší množství i intenzitu procvičování kroků během kratšího času než konvenční terapie chůze po zemi a umožňuje tedy zlepšení chůze v kratším čase (Langhammer, Stanghelle, 2010, pp. 46, 52). Podobné výsledky byly hlášeny i v dalších studiích (Macko, et al., 2005, p. 2206; Ada, et al., 2003, p. 1486, 1490). Da Cunha et al. (2001, p. 245) popsali i lepší pokrok v kardiovaskulární výkonnosti při zátěžovém testu na rotopedu více po terapii na chodícím páse.

V jiné studii byla porovnávána přímo terapie BWSTT s asistovanou terapií chůze po zemi u pacientů v akutním stadiu po CMP. Výsledkem bylo že BWSTT terapie umožňuje více nezávislou chůzi (měřeno pomocí Functional Ambulation Category) po čtyřech týdnech intervence i po následujících šesti měsících, rychlejší chůzi po šesti měsících (testováno 10-Metre Walk testem) a delší ujitou vzdálenost (6-Minute Walk Test) po šesti měsících než terapie chůze po zemi. BWSTT je tedy účinnější než terapie chůze po zemi na zvýšení schopnosti nezávislé chůze u pacientů v akutní fázi po CMP a toto zlepšení není na úkor zhoršení rychlosti chůze nebo její kapacity a kliničtí pracovníci tedy mohou mít jistotu při provádění této intervence (Ada, et al., 2010, pp. 153, 154). Autoři tak tedy vyvracejí možnost nacvičování abnormálního vzoru chůze a následkem toho abnormální chůzi po zemi, z čehož mají často klinici strach a zdráhají se tak provádět trénink na chodícím páse (Hesse, 2007, p. 3; Ada, et al., 2010, pp. 153, 154). Podobné výsledky, které nepodporují strach terapeutů, že odlehčení hmotnosti na páse prosazuje opakování abnormálního vzoru chůze, jsou patrné i z jiné studie, kdy při srovnání chůze po zemi a chůze na páse s 15 % odlehčením tělesné hmotnosti, hemiparetičtí pacienti s odlehčením chodili více symetricky, dynamičtěji a s lepší motorickou kontrolou. Dynamický elektromyogram svalů bérce ukázal menší předčasnou aktivaci m. gastrocnemius a více fyziologickou aktivaci m. tibialis anterior (Hesse, et. al., 1997, p. 15).

Ve výzkumu, kde byla porovnáována BWSTT s konvenční terapií chůze u pacientů v subakutní fázi po CMP, však nebylo prokázáno, že by terapie na páse byla výhodnější než konvenční terapie. Z výsledků vzešlo, že je BWSTT realizovatelná a stejně účinná jako obvyklá terapie chůze (Franceschini, et al., 2009, p. 3079). Podobné výsledky popsali i Kosak a Reding (2000, p. 13), kteří porovnávali BWSTT s intenzivní terapií chůze na zemi (terapie se neřídila přímo konvenčními postupy, ale zdůraznila trénink chůze) u pacientů v akutní fázi po iktu. Autoři dospěli k závěru, že oba přístupy byly stejně účinné, s výjimkou podskupiny těžce postižených pacientů, které šlo jen těžko mobilizovat s využitím samotné fyzioterapie. Po BWSTT byla u této podskupiny zjištěna výrazně lepší vytrvalost při chůzi po zemi a větší rychlost než po terapii chůze na zemi. Stejně tak i Nilsson et al. (2001, p. 515) nenalezli žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami pacientů v akutní fázi po iktu po BWSTT terapii a terapii chůze po zemi. Nebyly nalezeny žádné významné rozdíly v rychlosti chůze, schopnosti rovnováhy a u zhodnocení pomocí Fugl-Meyer Stroke assessment a FIM a to ani po následujících deseti měsících.

Autoři Combs-Miller et al. (2014, p. 873) porovnávali efekt BWSTT s efektem tréninku chůze na zemi o shodném úkolu (chůze) a dávkách (délka, frekvence, intenzita) na zlepšení funkce chůze, aktivity a participace (měřeno pomocí ICF klasifikace) u pacientů v chronickém stadiu po CMP. Zkoumali tak vliv tréninkového prostředí, tedy zda je pro shodnou terapii o stejné intenzitě a množství cvičení (což jsou základní veličiny, které indukují neuroplasticitu a změny pohybových funkcí), lepší chůze po zemi nebo na chodícím páse. Trénink probíhal pětkrát týdně po dobu dvou týdnů. Odlehčení tělesné hmotnosti bylo postupně snižováno. Pouze skupina pacientů s terapií chůze na zemi vykazovala výrazné zlepšení komfortní rychlosti chůze, symetrie chůze a aktivity po ukončení terapie a tyto zisky byly udrženy i po třech měsících po ukončení terapie, až na aktivitu. Znamky zlepšení v participaci nebyly patrné. Výsledkem studie tedy bylo, že terapie chůze na zemi je výhodnější než BWSTT pro zlepšení rychlosti chůze u pacientů v chronickém stadiu po CMP a je tedy lepší trénovat funkci chůze na povrchu podobnému přirozenému prostředí.

Jedním z možných vysvětlení výsledků této studie je, že účastníci terapie chůze po zemi podstoupili trénink i následné testování na zemi, což jim umožnilo seznámení se s testovacím povrchem. Naopak pro skupinu pacientů s BWSTT mohl být omezen přenos funkce chůze na zem z důvodu kontextových rozdílů mezi tréninkovými prostředími (Combs-Miller, et al., 2014, p. 880; Reisman, et al., 2009, p. 7). Autoři Reisman et al. (2009, p. 7) při svém zkoumání zjistili, že lokomoční adaptace získaná z tréninku chůze na chodícím páse se částečně přenesla do schopnosti chůze po zemi jak u zdravých, tak i u pacientů po CMP. Toto

zjištění naznačuje, že některé překrývající se nebo sdílené nervové obvody, které kontrolují lokomoci v různých prostředích (chodící pás vs. chůze po zemi) jsou adaptovány během chůze na páse. Nicméně nedostatek úplného přenosu naznačuje, že některé aspekty kontroly chůze po zemi nebyly pomocí adaptace chůze na páse ovlivněny.

Puh a Baer (2009, pp. 202, 210) porovnávali časoprostorové parametry a kinematiku kloubů při chůzi po zemi a po chodícím páse u pacientů v chronické fázi po CMP. Výsledky výzkumu ukazují, že při chůzi na páse o stejné rychlosti, jako byla komfortní rychlost při chůzi po zemi, se většina časoprostorových a kinematických parametrů změnila. Pozitivní efekt byl pro poměr trvání stojné fáze a fáze dvojí opory vůči krokovému cyklu, flexi v kyčelním kloubu a symetrii mezi dolními končetinami. Byly však zaznamenány i negativní výsledky pro kadenci, trvání kroku, absolutní délku trvání stojné fáze a fáze dvojí opory, extenzi v kyčelním kloubu a symetrii v rámci segmentů jedné končetiny. Proto jako závěr autorů vyplývá, že může být chůze na páse užitečným doplňkem v některých oblastech rehabilitace, ale tato terapie by neměla úplně nahradit trénink chůze po zemi, zejména je-li cílem terapie zlepšit specifické charakteristiky chůze. Může však být vhodné využít terapii na páse pro zaměření se na zlepšení specifických deficitů chůze zároveň ve spojení s terapií chůze po zemi, aby byl zajištěn přenos zlepšeného vzoru chůze. Výzkum však proběhl jen u deseti pacientů v chronickém stadiu po CMP. Pro potvrzení výsledků je tedy potřeba další výzkum s větším vzorkem pacientů a v různých fázích rehabilitace a kinematická data kloubů by měla být vyšetřena i za pomoci EMG.

Různé studie ukázaly, že zvyšující se odlehčení tělesné hmotnosti snižuje aktivitu příslušných svalů nesoucích tělesnou hmotnost (antigravitačních svalů) u hemiparetických jedinců (Hesse, et al., 1999, p. 421). Výzkumy navrhují, že by odlehčení nemělo přesáhnout 30 % tělesné hmotnosti za účelem optimalizovat schopnost přenášení váhy u pacientů po iktu (Hesse, et. al., 1997, p. 15). Odlehčení by mělo být sníženo, hned jak je pacient schopen udržet svou tělesnou váhu bez abnormálního držení těla (postury), tedy když je schopen udržet váhu svého těla na paretické končetině ve fázi jedné opory bez podlomení kolena, nebo sednutí si do závěsného systému (Hesse, 2007, p. 3).

Chůze na páse s odlehčením je využívána také pro aerobní trénink v kardiiovaskulární rehabilitaci. Rychlost a sklon pásu jsou nastaveny tak, aby u pacientů bylo dosaženo cílové tepové frekvence pro vyvolání tréninkového efektu. Vyšší rychlost pásu facilite příslušné antigravitační svaly, pacienti spotřebují méně energie na ušlou vzdálenost a zlepšuje se tak efektivita jejich chůze (Hesse, et al., 2001, p. 1547). Někteří pacienti však nemusí být schopni vyvinout dostatečně velkou rychlost chůze pro dosažení cílové tepové frekvence. Skupina

autorů tedy doporučila používat chodící pás vybavený nejen postrojem (pro prevenci pádů), ale také možností sklonu. Přídavný sklon až o 8 % činí chůzi více symetrickou a méně uspěchanou, pacienti dělají delší kroky (Werner, et al., 2007, p. 1545).

Účinky terapie na pásu vychází z jejího multisystémového přístupu ke zlepšení jak neurologických, tak kardiovaskulárních výstupů. Nicméně je také poukazováno na to, že efekt této terapie je omezen především k provádění úkolu, který pacient přímo trénuje, jako je přímá chůze po rovině. Schopnost přenosu znovu naučených schopností rovnováhy z chůze na pásu do dynamických každodenních úkolů (jako např. přesuny ze sedu do stoje) je stále potřeba dokázat. Jeden důvod k tomu je ten, že tradiční samotný trénink na pásu simuluje pouze chůzi po rovině a nedokáže napodobit otáčení a různé změny v rychlosti, což se normálně vyskytuje během funkční chůze (Saiwei, et. al., 2011, pp. 970).

Důkazy ze studií o motorickém učení ukazují, že učení se (i opětovné učení) motorických dovedností může být zlepšeno, pokud je trénink prováděn v reakci na vnější podněty a je tak využíváno principů motorické kontroly (Shea, Wulf, 1999, p. 553). Terapie chůze pomocí stimulace externími podněty je proto již delší dobu značně studována a vykazuje pozitivní účinky na různé charakteristiky chůze u pacientů s neurologickým deficitem (Hollands, et al., 2015, p. 2; Terrier, 2012, p. 8).

Značně efektivní může být akusticky udávané tempo chůze, protože stimuluje nepoškozený sluchově-motorický systém, který může nahradit zhoršenou kontrolu chůze. Ještě efektivnější se zdá být spojení akustických stimulů s chodícím pásem. Také chodící pás může fungovat jako externí podnět (rychlostní stimul) pro zlepšení rytmu chůze a snížení její proměnlivosti. Terrier (2012, p. 8) provedl studii u zdravých jedinců, kde zkoumal efekt těchto mechanismů. Jak vyplývá z výsledků, ve srovnání s volnou chůzí po zemi vyvolává chůze po pásu s akusticky udávaným tempem specifické změny ve výkyvech mezi jednotlivými kroky díky aktivaci alternativních senzomotorických procesů.

Roerdink, et al. (2007, pp. 1009-1021) zkoumali účinnost terapie na chodícím pásu s akusticky udávaným tempem na zlepšení koordinace chůze přímo u pacientů po CMP a u zdravých, starých lidí. Výsledky studie ukázaly, že frekvence kroků byla přizpůsobena různým akusticky udávaným frekvencím u všech účastníků. Akusticky udávané tempo tedy poskytuje efektivní metodu pro vyvolání okamžitých změn ve frekvenci kroků u pacientů po iktu. Při srovnání chůze na pásu s akustickou stimulací a bez ní se u jedinců po CMP pomocí akustické stimulace zlepšila symetrie chůze. Výsledky tedy naznačují, že terapie na chodícím pásu s akusticky udávaným rytmem poskytuje účinný prostředek pro modifikaci frekvence

kroků a zlepšuje koordinaci chůze u pacientů po CMP, a proto může být tato terapie účinně použita v praxi.

Použití akustických stimulů pomocí zvuků metronomu pro zlepšení patologické chůze a jejich okamžitý a přenesený (z chůze s podněty na chůzi bez podnětů) efekt u rychlosti chůze, kadence, délky dvojkroku a symetrie chůze bylo popsáno u více studií (Thaut, et al., 2007, p. 455; Roerdink, et al., 2007, pp. 1009-1021).

Ve dvou studiích byl metronom úspěšně využíván také pro hodnocení adaptability chůze po CMP pomocí odchylek v rytmu zvuků metronomu (Pelton et al., 2010, p. 428; Roerdink et al., 2009, p. 668). Konkrétně tyto studie ukázaly, že externě udávaný rytmus může být vedle zlepšení charakteristik chůze použit také pro identifikaci deficitů v adaptabilitě chůze (Pelton et al., 2010; p. 428; Roerdink et al., 2009, p. 668; Thaut, et al., 2007, p. 455; Roerdink, et al., 2007, pp. 1009-1021). Kromě toho odchylky ve frekvenci rytmu metronomu mohou poskytovat plodný nástroj pro trénování adaptability chůze (Roerdink et al., 2009, p. 668).

Při tréninku chůze podle akusticky udávaného rytmu jsou někdy při terapii cíleny tyto akustické podněty na pohyby horních končetin, které následně facilitují pohyby dolních končetin a zlepšují tak chůzi. Ford et al. (2007, pp. 150, 154) provedli studii u 11 jedinců po CMP, kteří byli při chůzi na páse s akustickou stimulací metronomem instruováni, aby pohybovali pažemi v rytmu metronomu. Při rytmu o frekvenci 1,8 Hz došlo k většímu švihnutí horních končetin, větším transverzálním rotačním pohybům trupu a odpovídajícímu zvětšení transverzálních rotací pánve, což vedlo k prodloužení délky dvojkroku a tím poklesu jeho frekvence. Tyto výsledky jsou v souladu s předchozími zjištěními, které ukazují vazbu mezi pohyby horního a dolního trupu během chůze. Zjištěné výsledky tedy potvrzují účinnost použití akustické stimulace cílené na pohyb horních končetin na následnou facilitaci a zlepšení chůze.

Pro zlepšení patologické chůze ale i vyhodnocování jejich úprav jsou kromě akustických podnětů z metronomů používány v rehabilitační praxi i vizuální podněty pomocí značek promítaných na zem (Bank, et al., 2011, p. 159). A protože při poskytování důležitých informací pro motorickou kontrolu chůze a její přizpůsobování zevním podmínkám je zrak důležitější než sluchové podněty (Kennedy, et al., 2003, p. 117), je předpokládáno, že promítané vizuální podněty mají větší efekt na úpravu chůze než sluchové podněty ze zvuků metronomu (Hollands, et al., 2015, p. 2).

Bank et al. (2011, pp. 159, 167) tento předpoklad skutečně potvrdili ve svém výzkumu, kde porovnávali účinnost zvukových signálů metronomu a promítaných náslapných kamenů

na vyvolání úpravy a adaptace chůze u starších zdravých lidí. Adaptace chůze byla vyvolávána použitím dvou manipulací a to narušováním sekvence podnětů a prostřednictvím přepínání z jednoho typu podnětu na druhý. Výsledky ukázaly, že odchylky v sekvenci nášlapných kamenů byly překonány rychleji než odchylky v sekvenci zvuků metronomu. U přepínání mezi podněty byl přechod ze zvuků metronomu na nášlapné kameny dosažen rychleji než při opačném sledu přepnutí. To znamená, že byla chůze ovlivněna daleko silněji pomocí promítaných kamenů než ze zvuků metronomu.

Zatím málo studií se však věnovalo využití vizuálních podnětů pro zlepšení funkční regenerace chůze po iktu (Hollands, et al., 2015, p. 9). Bonan et al. (2004, p. 274) tvrdí, že vyhodnocení těchto aspektů je důležité, protože pacienti po CMP jsou daleko více závislí na zraku při kontrole dynamické rovnováhy při chůzi. Tito autoři ve svém výzkumu potvrdili větší efekt terapie s vizuálními podněty oproti terapii s podněty sluchovými pro udržení dynamické rovnováhy při chůzi u jedinců po iktu.

Více než polovina jedinců, kteří přežili cévní mozkovou příhodu a kteří žijí ve společnosti, často při chůzi padají a to většinou při příležitostech, kdy má být základní vzor chůze adaptován na změny zevních podmínek (např. otáčení se, překračování nebo vyhýbání se překážkám), (Hyndman, et al., 2002, p. 165). Hollands et al. (2015, p. 1) provedli výzkum, týkající se tréninku adaptace chůze u pacientů po CMP. Ve své studii předpokládali, že trénink adaptace chůze na změny zevních podmínek, prováděný pomocí stimulace měnícími se vizuální podněty, zlepší chůzi po iktu více než obvyklá terapie bez vizuálních podnětů. Tento předpoklad vycházel z principů motorického učení, které udávají, že učení se (i opětovné učení) motorických dovedností může být zlepšeno, pokud je terapie prováděna v návaznosti na vnější podněty (Shea, Wulf, 1999, p. 553), a to zejména vizuální stimuly (Kennedy, et al., 2003, p. 117). Dále by terapie chůze měla zahrnovat intenzivní trénink zaměřený na specifický a smysluplný úkol, tedy účelově zaměřený trénink, který alespoň částečně odráží pacientovy subjektivní cíle (task-specific training), (French, et al., 2009, p. 98; Gál et al., 2015, s. 110).

Autoři tedy porovnávali task-specific training chůze s využitím vizuálních podnětů při chůzi po zemi (vizuální cíle byly manuálně umístěny na určitou dráhu na zemi) a na chodícím páse (C-Mill) a obvyklou rehabilitační péči u pacientů po iktu (task-specific training bez vizuálních podnětů), (Hollands et al., 2013, pp. 1-4, 7). Promítání podnětů na chodící pás má výhodu flexibilního poskytování podnětů jak z hlediska času, tak i prostoru přímo v průběhu chůze. Může však být omezen přenos zlepšení chůze z chodícího pásu na chůzi po zemi (Holleran, et al., 2014, p. 643).

Po terapii bylo zjištěno zlepšení rychlosti chůze, symetrie délky kroku, rovnováhy a funkční mobility u všech tří terapeutických skupin. Prokazatelné změny symetrie se projeví ihned po ukončení terapie chůze s vizuálními podněty na páse i na zemi. U obvyklé rehabilitační péče bez vizuálních podnětů byly tyto změny až po následujících 4 měsících. Čas pro otočení o 180° se snížil pouze u terapie chůze na zemi s vizuálními podněty a u obvyklé rehabilitační péče. Zlepšení rizika pádů (Falls Efficacy Scale) a míry postižení dolní končetiny (Fugl-Meyer lower limb motor assessment) se nijak znatelně nezlepšily v žádné z terapií. Mobilita a tedy větší nezávislost pacientů při chůzi (měřeno pomocí Functional Ambulation Category) byla nejlepší u terapie chůze na zemi s vizuálními podněty (66 %), následována terapií na páse s vizuálními podněty (46 %) a nejmenší byla u konvenční terapie (25 %). Terapie adaptability chůze na chodícím páse a na zemi s použitím vizuálních podnětů jsou tedy proveditelné a mohou zlepšit mobilitu a rovnováhu (Hollands, et al., 2015, p. 1, 7).

Hodnocením tréninku adaptability chůze u pacientů v chronické fázi po CMP na C-Millu za použití rozšířené reality (augmented reality) s promítáním vizuálních cílů a překážek se zabývala i studie autorů Heerena et al. (2013, pp. 616, 617, 620). Účinnost této terapie na adaptabilitu chůze byla potvrzena díky výraznému zlepšení dynamické rovnováhy při chůzi (měřeno pomocí klinických i laboratorních testů na rovnováhu a správného zacílení kroků na požadované cíle). Výrazně se zlepšily i další sledované parametry. Fyzická aktivita vzrostla o 19,6 % (měřeno pomocí krokoměru) a zlepšení rychlosti chůze (po terapii dlouhé 5-6 týdnů) bylo srovnatelné s pozorovaným zlepšením u aerobního tréninku na chodícím páse bez odlehčení hmotnosti během 4-26 týdnů u několika různých studií.

Existuje více důkazů o příznivých účincích tréninku adaptability chůze na rychlost chůze (Kang, et al., 2012, p. 246; Jaffe, et al., 2004, p. 283) a rovnováhu (Saiwei, et. al., 2011, p. 969) u pacientů po CMP. Tyto studie používají pro trénink adaptability chůze prostředí ve virtuální realitě, kde je např. zobrazena překážka, která musí být překročena pomocí úpravy kroku v reálném prostředí (Kang, et al., 2012, p. 246; Saiwei, et. al., 2011, p. 969; Jaffe, et al., 2004, p. 283).

Terapie na chodícím páse s virtuální realitou nebo rozšířenou realitou mají společné důležité rysy v tom, že obě terapie vyžadují po účastnících, aby přizpůsobili svou chůzi v reálném světě vizuálnímu kontextu (a vizuálnímu feedbacku) virtuální nebo rozšířené reality, čímž bezpodmínečně podněcují dynamickou rovnováhu při přizpůsobování kroků. Oba typy terapií přidávají k tradiční terapii na chodícím páse vizuální informace související s konkrétním úkolem. Tyto typy intervencí proto mohou být více efektivní než tradiční

aerobní trénink na chodícím pásu pro zlepšení specifických parametrů chůze, které jsou vyžadovány pro bezpečnou chůzi ve společnosti. Patří sem schopnost přizpůsobit chůzi překážkám a rizikům okolního prostředí (Saiwei, et. al., 2011, pp. 977).

Nicméně Heeren et al. (2013, p. 617) se domnívají, že vyhýbání se překážkám ve virtuální realitě je odlišné od vyhýbání ve skutečném prostředí, kde může být úprava kroku přímo kontrolována vzhledem k překážce, což umožňuje přesné nastavení polohy nohy v závislosti na reálné překážce. Dále poukazují na větší výhodu rozšířené reality oproti té virtuální, jelikož rozšířená realita umožňuje přesné umístění chodidla vzhledem k promítanému objektu na povrch pásu. To znamená, že je promítaný objekt v reálném prostředí. Jinými slovy, u rozšířené reality je interakce chůze s prostředím přímá (jedinec může umístit krok přesně na virtuální objekt), zatímco u virtuální reality je interakce chůze s prostředím nepřímá (úprava kroku v reálném světě je oddělená od překážky ve virtuálním prostředí).

Zlepšení dynamické rovnováhy při chůzi však bylo dosaženo pomocí terapie chůze na pásu s virtuální realitou o kratším trvání (3-4 týdny), než při terapii s rozšířenou realitou, která trvala 5-6 týdnů (Saiwei, et. al., 2011, p. 969; Heeren, et al., 2013, p. 617).

Virtuální realita, která začala být nedávno používána v neurorehabilitaci, umožňuje zapojení účastníků do iluze trojrozměrného prostoru simulujícího reálné podmínky zevního prostředí a poskytuje motivující kontext a bezpečné prostředí pro trénování dovedností (Yang, et al., 2008, pp. 201-205; Cho, Lee, 2013, p. 372). Kromě toho, vědci považují scény virtuální reality za tok vizuálních informací, které zprostředkovávají interakci s multisenzorickým simulovaným prostředím a přijímání zpětné vazby o výkonu v reálném čase během tréninku na chodícím pásu a zlepšují tak motivaci účastníků, účinnost učení motorických dovedností a také snižují vnímání námahy a zlepšují koncentraci pacientů (Kang, et al., 2012, p. 252; Cho, Lee, 2013, p. 372). Trénink s pomocí virtuální reality umožňuje vystavit pacienty funkčním úkolům na vyšší úrovni než tradiční terapie. U trénování aktivit, které úzce napodobují úkoly běžného reálného života, bylo prokázáno, že maximalizují efekt terapie. Technologie virtuální reality využívá principy motorického učení a neuroplasticity pro optimalizaci zotavení po poškození mozku. Díky tomuto variabilnímu a intenzivnímu tréninku dochází ke zlepšení motorických funkcí pomocí kortikální reorganizace, která je usnadňována zvýšeným vstupem multisenzorického (vizuálního a sluchového) feedbacku z virtuální reality a repetitivním tréninkem poškozených dolních končetin (Cho, Lee, 2014, pp. 526, 527; Kang, et al., 2012, p. 252; Saiwei, et. al., 2011, pp. 970; Cho, Lee, 2013, p. 372, 378).

Saiwei et al. (2011, pp. 969, 977) předpokládali, že terapie na chodícím páse s virtuální realitou zlepší schopnost rovnováhy během statického i dynamického provádění určitého úkolu. Výsledky ale ukázaly, že ani tradiční trénink na páse, ani trénink na páse s virtuální realitou nemají žádný efekt na rovnováhu během klidného stoje. Trénink na páse s virtuální realitou však zlepšuje rovnováhu v medio-laterálním směru (měřeno pomocí exkurze COP v medio-laterálním směru) a to lépe než tradiční trénink na chodícím páse. Trénink s virtuální realitou navíc také oproti tradičnímu tréninku na páse zlepšuje rovnováhu během přesunů ze sedu do stoje a zapojení paretické končetiny do přímé chůze po rovině (zlepšení v době trvání stojné fáze u paretické končetiny a rozšíření velikosti její kontaktní plochy chodidla). Tradiční trénink na páse neměl žádný efekt na rovnováhu během přesunu ze sedu do stoje. Autoři dále udávají, že pouze jen několik parametrů, které hodnotily schopnost rovnováhy, vykazovalo signifikantní zlepšení.

Podobně také Kang et al. (2012, p. 246) ve své studii zjistili značné zlepšení dynamické rovnováhy a chůze u pacientů po CMP při terapii na páse s optickým tokem rychlostně modulovaných informací pomocí displaye, který měli pacienti nasazený na hlavě. Optický tok informací reprodukoval prostředí, jako by šel jedinec po ulici o měnicích se rychlostech. Efekt této terapie byl porovnáván i s tradičním tréninkem na páse a s obvyklou terapií mimo pás. U terapie na páse s virtuální realitou se oproti ostatním dvěma terapiím výrazně zlepšila rovnováha, rychlost chůze a 6-Minute Walk Test (hodnotící maximální vzdálenost, kterou je jedinec schopen ujít během šesti minut).

Při porovnání terapie překračováním překážek ve virtuální realitě na chodícím páse, anebo překračováním reálných objektů na chodníku dlouhém 10 metrů, vykazovala terapie s virtuálními překážkami větší zlepšení v rychlosti chůze při srovnání s reálným tréninkem (zlepšení 20,5 % vs. 12,2 %) během fast walk testu (test chůze o největší možné rychlosti). Zlepšení rychlosti chůze u self-selected walk testu (test chůze o vlastní zvolené rychlosti) však bylo u obou terapií podobné (zlepšení 33,3 % vs. 34,7 %). Přestože byly obě tréninkové metody pro zlepšení parametrů chůze efektivní (pro rychlost chůze, délku kroku, vytrvalost chůze a kapacitu v překročení překážek), trénink s virtuálními objekty podněcoval mnohem výraznější zlepšení, zejména během rychlé chůze (Jaffe, et al., 2004, pp. 283, 292).

Mnoho programů terapie chůze využívá virtuální realitu pro zlepšení narušené schopnosti chůze ve společnosti u pacientů po iktu. Vnímané přínosy těchto terapií potvrdili ve své studii i Yang et al. (2008, pp. 201-205), kteří využili virtuální prostředí s různými scénami zobrazujícími chůzi po cestě, přecházení ulice, překračování překážek a procházku parkem při terapii na páse a porovnávali efekt tohoto tréninku s terapií na páse bez virtuální

reality na chůzi v rámci společnosti u pacientů po CMP. Jedinci v experimentální skupině s virtuální realitou se po 3 týdnech výrazně zlepšili v rychlosti chůze, čase chůze ve společnosti (hodnoceno 400 m chůze ve společnosti) a v WAQ (walking ability questionnaire - škála schopnosti chůze v rámci 19 různých běžných denních aktivit) po tréninku a po následujícím 1 měsíci od ukončení tréninku. Výsledek jejich ABC (activities-specific balance confidence - sebejistota v rovnováze v rámci 16 specifických činností, které byly subjektivně zhodnoceny pacientem) také po terapii značně vzrostl, ale neudržel se po následující měsíc. Experimentální skupina se zlepšila výrazně více než ta kontrolní (skupina s terapií bez virtuální reality) v rychlosti chůze a čase chůze ve společnosti po ukončení terapie a také v WAQ po následujícím měsíci od terapie.

Pro vytvoření ještě komplexnějšího a reálnějšího zobrazení vnějšího prostředí pomocí virtuální reality a poskytnutí funkčních úkolů na vyšší úrovni, použili Cho a Lee (2013, pp. 371, 377, 378) virtuální tréninkový program chůze, který využívá záznamy video nahrávek z reálného světa, jež jsou promítány na obrazovku před chodícím pásem (střídala se dráha o 400 metrech za slunného počasí, za deště, dráha s překážkami, chůze ve společnosti ve dne a v noci a chůze po stezce). Po 6 týdnech se po terapii s virtuální realitou u pacientů v chronickém stadiu po CMP výrazně zlepšila dynamická rovnováha a z časoprostorových parametrů také rychlost chůze a kadence oproti terapii na páse bez virtuální reality. Autoři také porovnávali využití video nahrávek s jinou studií, která využívala animace snímků. Nebyly nalezeny žádné značné rozdíly ve zkoumaných parametrech. Studie využívající animace snímků však prováděla výzkum u rozdílných diagnóz (traumatické poranění mozku, benigní mozkový nádor), a proto porovnání jejich výsledků není dostačující.

Stejných principů terapie virtuální realitou s video nahrávkami využili Cho a Lee (2014, pp. 523, 526, 527) ve své další studii a dosáhli podobných výsledků. Možným vysvětlením rozdílu mezi terapeutickými skupinami s virtuální realitou a bez ní může být to, že se u experimentální skupiny uplatňuje vnější motivace, multisenzorická zpětná vazba poskytovaná video záznamem a také zlepšení v kontrole přenosu váhy těla, což může být způsobeno velkým množstvím přenosů hmotnosti těla v různých směrech a tedy rytmické přenášení váhy na paretickou končetinu v důsledku blízkého napodobení reálných překážek.

Zajímavým zjištěním bylo, že u ani jedné skupiny pacientů nebyl prokázán žádný efekt na posturální výkyvy během klidného stoje (tedy efekt na statickou rovnováhu). Výsledky tedy nepotvrzují primární hypotézu této studie, že má terapie na páse s video nahrávkami reálného prostředí pozitivní vliv na zlepšení statické rovnováhy. Je tomu tak zřejmě proto, že

bylo během terapie využíváno spíše dynamických úkolů než těch statických (Cho, Lee, 2014, pp. 523, 526, 527).

Podobné zjištění vyplynulo i z jiných studií s vizuálním feedbackem. Prokázaly, že trénink dynamické rovnováhy zahrnující různé přenosy hmotnosti nemusí mít žádný významný efekt na posturální výkyvy během stoje u pacientů po CMP. Jinými slovy, posturální kontrola naučená z opakovaných dynamických úkolů nemusí mít žádný efekt na udržení statické posturální stability (Barclay-Goddard, et al., 2005, p. 412). Nicméně některé studie prokázaly zlepšení jak v posturálních výkyvech, tak v dynamické rovnováze u pacientů po iktu po tréninku s virtuální realitou. Konkrétně Saiwei et al. (2011, pp. 969, 977) ve své studii sice neprokázali zlepšení statické rovnováhy, ale jejich terapie s virtuální realitou měla příznivý efekt na posturální výkyvy COP v medio-laterálním směru. Proto otázka, zda je terapie s cílenými úkoly na dynamickou rovnováhu účinná na posturální výkyvy, je stále diskutabilní.

Budoucnost rehabilitace chůze bude mít určitě mnohem více propracovaných přístrojů k procvičování nejen samotné chůze, ale i chůze do schodů a použití virtuální reality. Individuální terapeutická jednotka však zůstane jádrem terapie obohacena o inteligentní stroje a nové koncepty (Hesse, 2007, p. 9).

Závěr

Jedním z cílů této práce bylo porovnat dostupné studie, zabývající se měřicími vlastnostmi a technickými parametry přístrojových chodících pásů, a posoudit vhodnost těchto pásů pro analýzu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Přestože jsou dnes chodící pásy běžně používány v obvyklých analýzách chůze, existuje pouze málo výzkumů, které by dostatečně popisovaly proveditelnost použití a měřicí vlastnosti chodících pásů.

Z nalezených studií vzešlo, že jak chodící pásy se silovou, tak s kapacitní tlakovou plošinou, se zdají být pro analýzu chůze validní, reliabilní a senzitivní a analýza na nich se zdá být proveditelná. Měření pomocí chodících pásů má mnoho výhod, ale je také popisována řada nevýhod. Jednou z nevýhod by mohlo být to, že je chůze na páse rozdílná od chůze na zemi. Někteří autoři však namítají, že jsou parametry chůze téměř shodné, pokud je jedinec zvyklý na chůzi po páse. S postupem vývoje nových systémů je snaha vyřešit další nedostatky, jako je např. potřeba velkého prostoru a nemožnost přenositelnosti chodících pásů.

Závěrem vyplynulo, že jsou chodící pásy cenné vyhodnocovací nástroje pro objektivní analýzu chůze u pacientů po CMP. Velkou výhodou je možnost hodnocení chůze v reálném čase a předkládání těchto parametrů pacientům prostřednictvím zpětné vazby v rámci terapie.

Dalším cílem této práce bylo shrnutí dostupných důkazů o efektivitě různých možností tréninku na chodících pásích na parametry krokového cyklu u pacientů po CMP.

Samotný tradiční trénink na páse (s odlehčením tělesné hmotnosti nebo bez) je některými studiemi popisován jako stejně účinný, nebo dokonce méně účinnější než konvenční terapie chůze a je doporučován raději trénink chůze na povrchu podobnému přirozenému prostředí. Jedna studie dokonce uvádí i negativní vliv tohoto tréninku na některé parametry chůze a jsou popisovány obavy terapeutů, že by mohlo dojít k nácviku abnormálního vzoru chůze u pacientů po CMP. Přesto však existuje daleko více výzkumů, které tvrdí opak. Tedy že trénink na páse zlepšuje funkci chůze u pacientů po CMP a je účinnější než konvenční terapie.

Více efektivní se podle dostupných údajů jeví trénink na páse spojený s akustickými nebo vizuálními stimuly, přičemž u vizuálních podnětů byl prokázán větší efekt na zlepšení parametrů chůze. Akustické i vizuální stimuly poskytují lepší motorickou kontrolu chůze.

Přijímání zpětné vazby o výkonu v reálném čase při chůzi na páse lze docílit pomocí rozšířené i virtuální reality. Někteří autoři upřednostňují rozšířenou realitu s tvrzením, že je

při ní interakce chůze s prostředím přímá (jedinec může umístit krok přesně na virtuální objekt), zatímco u virtuální reality je interakce chůze s prostředím nepřímá (úprava kroku v reálném světě je oddělená od překážky ve virtuálním prostředí). Nicméně některé studie ukazují lepší výsledky u terapie pomocí virtuální reality.

Závěrem lze říci, že terapie na páse může být užitečným a efektivním doplňkem v rehabilitaci chůze u pacientů po CMP. Tato terapie by však neměla úplně nahradit trénink chůze po zemi. Jádrem terapie by měla zůstat individuální terapeutická jednotka, obohacena o nové, stále se vyvíjející robotické technologie.

Referenční seznam

ADA, L., et al. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, pp. 1486-1491. [cit. 15. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999303003496?>

ADA, L., et al. Mechanically assisted walking with body weight support results in more independent walking than assisted overground walking in non-ambulatory patients early after stroke: a systematic review. *Journal Of Physiotherapy* [online]. 2010, vol. 56, no. 3, pp. 153-161. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 18369553. Dostupné na:

<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=af8e5c10-3d72-476e-ac16-c05a196540b9%40sessionmgr102&vid=0&hid=111>

AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006, 351 s. ISBN: 80-7262-433-4.

BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 3, pp. 4-10. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 17430003. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=7791b989-16c7-429b-9500-dadf4d7ae3fe%40sessionmgr4001&vid=19&hid=4203>

BANK, P. J., ROERDINK, M., PEPPER, C. E. Comparing the efficacy of metronome beeps and stepping stones to adjust gait: steps to follow. *Experimental brain research* [online]. 2011, vol. 209, no. 2, pp. 159-169. [cit. 19. 10. 2015]. ISSN: 0014-4819. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=e71166b4-328f-448f-b9a7-a00e14341a6c%40sessionmgr4004&vid=2&hid=4202>

BARCLAY-GODDARD, R., et al. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Stroke* [online]. 2005, vol. 36, no. 2, pp. 412-413. [cit. 12. 3. 2016]. ISSN: 1524-4628. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/8222169_Force_Platform_Feedback_for_Standing_Balance_Training_After_Stroke

BEATON, D., et al. A taxonomy for responsiveness. *Journal of Clinical Epidemiology* [online]. 2001, vol. 54, pp. 1204-1217. [cit. 25. 3. 2016]. ISSN: 0895-4356. Dostupné na: [http://www.jclinepi.com/article/S0895-4356\(01\)00407-3/abstract](http://www.jclinepi.com/article/S0895-4356(01)00407-3/abstract)

BECKERMAN, H., et al. Smallest Real Difference, a Link between Reproducibility and Responsiveness. *Quality of Life Research* [online]. 2001, vol. 10, pp. 571-578. [cit. 25. 3. 2016]. ISSN: 09629343. Dostupné na:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=f6f630b0-687e-44ac-8587-95678191aa67%40sessionmgr4002&vid=1&hid=4111>

BELLI, A., et al. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2001, vol. 34, pp. 105-112. [cit. 25. 3. 2016]. ISSN: 0021-9290. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/11915657_A_treadmill_ergometer_for_three-dimensional_ground_reaction_forces_measurement_during_walking

BONAN, I. V., et al. Reliance on visual information after stroke. Part II: effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, pp. 274-278. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00946-8/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00946-8/pdf)

BURGET, N. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*. 2015, roč. 22, č. 2, ss. 70-78. ISSN: 1211-2658.

CHEN, C., et al. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 82, no. 12, pp. 925-935. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 0894-9115. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/8999546_Gait_Performance_with_Compensatory_Adaptations_in_Stroke_Patients_with_Different_Degrees_of_Motor_Recovery

CHEN, G., et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [online]. 2005, vol. 22, pp. 51-56. [cit. 11. 4. 2015]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204001171>

CHO, K. H., LEE, W. H. Virtual Walking Training Program Using a Real-world Video Recording for Patients with Chronic Stroke. *American Journal Of Physical Medicine &*

Rehabilitation [online]. 2013, vol. 92, no. 5, pp. 371-380. [cit. 8. 3. 2016]. ISSN: 08949115.

Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/236228019_Virtual_Walking_Training_Program_Using_a_Real-world_Video_Recording_for_Patients_with_Chronic_Stroke_A_Pilot_Study

CHO, K. H., LEE, W. H. Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: A randomized controlled trial. *Gait & Posture* [online]. 2014, vol. 39, pp. 523-528. [cit. 23. 9. 2015]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na:

<http://ac.els-cdn.com/S0966636213005985/1-s2.0-S0966636213005985->

[main.pdf?tid=a67eedfe-620e-11e5-a77d-](http://ac.els-cdn.com/S0966636213005985/1-s2.0-S0966636213005985-main.pdf?tid=a67eedfe-620e-11e5-a77d-)

[00000aacb35e&acdnat=1443025256_b6319a5ae2db05f3e303d9bbd950c633](http://ac.els-cdn.com/S0966636213005985/1-s2.0-S0966636213005985-main.pdf?tid=a67eedfe-620e-11e5-a77d-00000aacb35e&acdnat=1443025256_b6319a5ae2db05f3e303d9bbd950c633)

COMBS-MILLER, S. A., et al. Body weight-supported treadmill training vs. overground walking training for persons with chronic stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2014, vol. 28, no. 9, pp. 873-884. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 02692155.

Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=335aa835-f757-4e56-93a9-a9f41cc2e278%40sessionmgr120&vid=1&hid=111>

DA CUNHA FILHO, I. T., et al. A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke patients. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2001, vol. 38, no. 2, pp. 245-255. [cit. 17. 3. 2016]. ISSN: 07487711. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/11946096_A_Comparision_of_Regular_Rehabilitation_and_Regular_Rehabilitation_with_Supported_Treadmill_Ambulation_Training_for_Acute_Stroke_Patients

DE BUJANDA, E., et al. Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2003, vol. 35, no. 6, pp. 259-264. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 16501977. Dostupné na:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=898ed93c-e658-420d-a0bcd70e779b92bd%40sessionmgr4004&vid=5&hid=4211>

DE HAART, M., et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, pp. 886-895. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na:

[https://www.researchgate.net/publication/251448131 Recovery of standing balance in post acute stroke patients a rehabilitation cohort study 1 1 No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article](https://www.researchgate.net/publication/251448131_Recovery_of_standing_balance_in_post_acute_stroke_patients_a_rehabilitation_cohort_study_1_1_No_commercial_party_having_a_direct_financial_interest_in_the_results_of_the_research_supporting_this_article)

DIERICK, F., et al. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait & Posture* [online]. 2004, vol. 20, pp. 299-303. [cit. 31. 3. 2015]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(03\)00194-2/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(03)00194-2/pdf)

DONATH, L., et al. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation* [online]. 2016, vol. 13, no. 1, pp. 1-9. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 1743-0003. Dostupné na: [https://www.researchgate.net/publication/291303986 Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics Comparison to a n instrumented treadmill](https://www.researchgate.net/publication/291303986_Validity_and_reliability_of_a_portable_gait_analysis_system_for_measuring_spatiotemporal_gait_characteristics_Comparison_to_a_n_instrumented_treadmill)

FLANSBJER, U., et al. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2005, vol. 37, pp. 75-82. [cit. 15. 4. 2015]. ISSN: 16501977. Dostupné na: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.1080/16501970410017215>

FORCELINK B.V. *C-Mill 300x70 - Basic Operating Manual*. Culemborg: ForceLink B.V., 2009, 30 p.

FORD, M. P., WAGENAAR, R. C., NEWELL, K. M. The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 26, no. 1, pp. 150-155. [cit. 20. 10. 2015]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na: http://ac.els-cdn.com/S0966636206001676/1-s2.0-S0966636206001676-main.pdf?_tid=955b6b3e-77fc-11e5-b414-00000aab0f6b&acdnat=1445436422_d8b1636d467e00bf67d74c0f1ffa4341

FRANCESCHINI, M., et al. Walking after stroke: what does treadmill training with body weight support add to overground gait training in patients early after stroke?: a single-blind, randomized, controlled trial. *Stroke* [online]. 2009, vol. 40, no. 9, pp. 3079-3085. [cit. 26. 4. 2015]. ISSN: 1524-4628. Dostupné na: <http://stroke.ahajournals.org/content/40/9/3079.long>

FRENCH, B., et al. Repetitive task training for improving functional ability after stroke. *Stroke* [online]. 2009, vol. 40, pp. 98.99. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 1524-4628 Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/5901517_Repetitive_task_training_for_improving_functional_ability_after_stroke

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M., JECH, R. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a Fyzikální Lékarství* [online]. 2015, roč. 22, č. 3, ss. 101-127. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 12112658. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2c988372-1229-4995-9b07-dbbadef4b4c2%40sessionmgr4003&vid=0&hid=4213>

GROSS, J. M., FETTO J., SUPNICK E. R. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN: 80-7254-720-8.

GÚTH, A. *Fyziológia - neurofyziológia: vybrané kapitoly pre študentov v oblasti rehabilitácie a ošetrovatel'stva*. 2. vyd. Bratislava: LIEČREH Gúth, 2011, 111 s. ISBN: 9788088932284.

HARTMANN, M., et al. Effects of Juvenile Idiopathic Arthritis on Kinematics and Kinetics of the Lower Extremities Call for Consequences in Physical Activities Recommendations. *International Journal of Pediatrics* [online]. 2010, vol. 2010, pp. 1-10. [cit. 4. 11. 2015]. ISSN: 835984. Dostupné na: <http://www.hindawi.com/journals/ijpedi/2010/835984/#B6>

HE, H., WOLF, S. L., JIPING, H. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering & Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 3, pp 1-12. [cit. 4. 11. 2015]. ISSN: 17430003. Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6da6a595-bf85-4c6a-8895-bc6b9f387c9b%40sessionmgr120&vid=2&hid=104>

HEEREN, A., et al. Step by step: a proof of concept study of C-Mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2013, vol 45, no. 7, pp. 616-622. [cit. 9. 2. 2016]. ISSN: 1650-1977. Dostupné na: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-1180>

HESSE, S. Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. *NeuroRehabilitation* [online]. 2007, vol. 22, pp. 1-11. [cit. 31. 3. 2015]. ISSN: 1053-8135/07. Dostupné na: <http://reha-stim.de/cms/assets/files/Studien/2008/Treadmill%20training%20with%20partial%20body%20weight.pdf>

HESSE, S., et al. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 1994, vol. 75, no. 10, pp. 1087-1093. [cit. 16. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: <http://europepmc.org/abstract/med/7944913>

HESSE, S., et al. Treadmill training with partial body weight support: influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. *Neurorehabilitation and Neural repair* [online]. 1997, vol. 11, no. 1, pp. 15-20. [cit. 16. 3. 2016]. ISSN: 1552-6844. Dostupné na: <http://nnr.sagepub.com/content/11/1/15.short>

HESSE, S., KONRAD, M., UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1999, vol. 80, pp. 421-427. [cit. 16. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999399902794>

HESSE, S., et al. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, pp. 1547-1550. [cit. 17. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301721272?>

HOLLANDS, K. L., et al. Visual cue training to improve walking and turning after stroke: a study protocol for a multi-centre, single blind randomised pilot trial. *Trials* [online]. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 1-11. [cit. 26. 2. 2016]. ISSN: 17456215. Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=f24ed93d-567a-47c2-96cd-919d10a468f0%40sessionmgr115&vid=11&hid=127>

HOLLANDS, K. L., et al. Feasibility and Preliminary Efficacy of Visual Cue Training to Improve Adaptability of Walking after Stroke: Multi-Centre, Single-Blind Randomised Control Pilot Trial. *PLoS ONE* [online]. 2015, vol. 10, no. 10, pp. 1-17. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 19326203. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=c395419e-3677-4143-964e-1bcf901211ad%40sessionmgr4005&vid=0&hid=4213>

HOLLERAN, C. L., et al. Feasibility and potential efficacy of high-intensity stepping training in variable contexts in subacute and chronic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*

[online]. 2014, vol. 28, no. 7, pp. 643-651. [cit. 26. 2. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na: <http://nnr.sagepub.com/content/28/7/643>

HSU, A., TANG, P., JAN, M. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, pp. 1185-1193. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/10614046_Hsu_AL_Tang_PF_Jan_MH_Analysis_of_impairments_influencing_gait_velocity_and_asymmetry_of_hemiplegic_patients_after_mild_to_moderate_stroke

HYNDMAN, D., ASHBURN, A., STACK, E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2002, vol. 83, pp. 165-170. [cit. 12. 3. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/11527746_Fall_events_among_people_with_stroke_living_in_the_community_Circumstances_of_falls_and_characteristics_of_fallers

JAFFE, D., et al. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal Of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2004, vol. 41, pp. 283-292. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 07487711. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=7a13c72a-e4b7-407d-9330-b9a15a9907da%40sessionmgr4001&vid=0&hid=4202>

KALRON, A., FRID, L. The “butterfly diagram”: A gait marker for neurological and cerebellar impairment in people with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 2015, vol. 358, pp. 92-100. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 0022-510X. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/281394941_The_butterfly_diagram_A_gait_marker_for_neurological_and_cerebellar_impairment_in_people_with_multiple_sclerosis

KANG, H., et al. Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 26, no. 3, pp. 246-255. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 02692155. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=84758bd2-8598-4b64-90a9-8f2f75666d7e%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4202>

KENNEDY, P. M., et al. Relative contributions of visual and vestibular information on the trajectory of human gait. *Experimental Brain Research* [online]. 2003, vol. 153, no. 1, pp. 113-117. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 00144819. Dostupné na:

<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b83f4f77-0787-4662-9e1f-01df6ffdf283%40sessionmgr102&vid=6&hid=117>

KESAR, T. M., et al. Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke. *Gait & Posture* [online]. 2011, vol. 33, no. 2, pp. 314-317. [cit. 26. 2. 2016]. ISSN: 09666362. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/49707065_Minimal_detectable_change_for_gait_variables_collected_during_treadmill_walking_in_individuals_post-stroke?ev=srch_pub&sg=uOq-KWcJnH_qWMtvzUIUqXvvg122bsH3gfeR34xmntXhEYPmY9OZ6BNkEG9pe83o.WHxgrUDSBIEeg4mcp-h5raZdKM_ZXU5IEOvVIVByzIE3n2phkZ_DpbwG282mXvPS.RgBemEdz2R0L0H-L5Ca-dN77gj6l8erdXE4ydz9VdDlficrTDnePsJcJLQvuQd

KOLÁŘOVÁ, B., et al. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci: možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 138 s. ISBN: 978-80-244-4266-2.

KOSAK, M. C., REDING, M. J. Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke. *Neurorehabilitation And Neural Repair* [online]. 2000, vol. 14, no. 1, pp. 13-19. [cit. 15. 3. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/12102546_Comparison_of_Partial_Body_Weight-Supported_Treadmill_Gait_Training_Versus_Aggressive_Bracing_Assisted_Walking_Post_Stroke

KOSAK, M., SMITH, T. Comparison of the 2-, 6-, and 12 – minute walk test in patients with stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2005, vol. 42, no. 1, pp. 103-108. [cit. 26. 4. 2015]. ISSN: 1938-1352. Dostupné na:

<http://media.kenanaonline.com/files/0019/19201/kosak.pdf>

KRAM, R., et al. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*. 1998, vol. 85, no. 2, pp. 764-769. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 1522-1601. Dostupné na: <http://jap.physiology.org/content/jap/85/2/764.full.pdf>

KRAM, R., POWELL, A. J. A treadmill-mounted force platform. *Journal Of Applied Physiology*. 1989, vol. 67, no. 4, pp. 1692-1698. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 8750-7587. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?sid=d79c753e-8e02-4477-992e-9b6eee176fcf%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4213&bdata=JnNpdGU9ZWRzLWxpdmU%3d#AN=2793769&db=cmedm>

KRAMERS-DE QUERVAIN, I. A., et al. Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1996, vol. 78, no. 10, pp. 1506-14. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 1535-1386. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/14329480_Gait_Pattern_in_the_Early_Recovery_Period_after_Stroke

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 1. dot. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004, 230 s. ISBN 80-246-0350-0.

KWAKKEL, G., WAGENAAR, R. C. Effect of Duration of Upper- and Lower-Extremity Rehabilitation Sessions and Walking Speed on Recovery of Interlimb Coordination in Hemiplegic Gait. *Physical Therapy* [online]. 2002, vol. 82, no. 5, pp. 432-448. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 00319023. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=7791b989-16c7-429b-9500-dadf4d7ae3fe%40sessionmgr4001&vid=10&hid=4203>

LAMONTAGNE, A., FUNG, J. Faster is better: implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke* [online]. 2004, vol. 35, no. 11, pp. 2543-2548. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 1524-4628. Dostupné na: <http://stroke.ahajournals.org/content/35/11/2543.full.pdf+html>

LANGHAMMER, B., STANGHELLE, J. K. Exercise on a treadmill or walking outdoors? A randomized controlled trial comparing effectiveness of two walking exercise programmes late after stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2010, vol. 24, no. 1, pp. 46-54. [cit. 1. 3. 2016]. ISSN: 1477-0873. Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=1de97aa5-7910-4876-b127-342e5cb844c4%40sessionmgr110&vid=0&hid=117>

LEE, M., et al. Agreement between the spatio-temporal gait parameters from treadmill-based photoelectric cell and the instrumented treadmill system in healthy young adults and stroke patients. *Medical Science Monitor: International Medical Journal Of Experimental And Clinical Research* [online]. 2014, vol. 20, pp. 1210-1219. [cit. 23. 9. 2015]. ISSN: 1643-3750. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4106927/pdf/medscimonit-20-1210.pdf>

LIN, P., et al. The Relation Between Ankle Impairments and Gait Velocity and Symmetry in People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 87, pp. 562-568. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/7208727_The_Relation_Between_Ankle_Impairments_and_Gait_Velocity_and_Symmetry_in_People_With_Stroke

MACKO, R. F., et al. Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke: a randomized, controlled trial. *Stroke* [online]. 2005, vol. 36, no. 10, pp. 2206-2211. [cit. 23. 9. 2015]. ISSN: 1524-4628. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/7611155_Treadmill_Exercise_Rehabilitation_Improves_Ambulatory_Function_and_Cardiovascular_Fitness_in_Patients_With_Chronic_Stroke_A_Randomized_Controlled_Trial

MOKKINK, L. B., et al. The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology* [online]. 2010, vol. 63, pp. 737-745. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 0895-4356. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/44622971_Mokkink_LB_Terwee_CB_Patrick_DL_et_alThe_COSMIN_study_reached_international_consensus_on_taxonomy_terminology_and_definitions_of_measurement_properties_for_health-related_patient-reported_outcomes_J_C

MULDER, T., HOCHSTENBACH, J. Adaptability and flexibility of the human motor system: implications for neurological rehabilitation. *Neural plasticity* [online]. 2001, vol. 8, no. 1-2, pp. 131-140. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 1687-5443. Dostupné na: <http://www.hindawi.com/journals/np/2001/704509/abs/>

NADEAU, S., et al. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics* [online]. 1999,

vol. 14, no. 2, pp. 125-135. [cit. 29. 3. 2016]. ISSN: 0268-0033. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800339800062X>

NILSSON, L., et al. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 15, no. 5, pp. 515-527. [cit. 17. 3. 2016]. ISSN: 02692155. Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=1acd6842-e548-493f-9184-f58403182fd8%40sessionmgr113&vid=4&hid=111>

OLNEY, S. J., RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [online]. 1996, vol. 4, no. 2, pp. 136-148. [cit. 31. 3. 2015]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010648#>

PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 351 s. ISBN: 978-80-247-1135-5.

PELTON, T. A., et al. Hemiparetic stepping to the beat: Asymmetric response to metronome phase shift during treadmill gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010, vol. 24, no. 5, pp. 428-434. [cit. 11. 3. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/40045389_Hemiparetic_Stepping_to_the_Beat_Asymmetric_Response_to_Metronome_Phase_Shift_During_Treadmill_Gait

PERRY, J. BURNFIEDL, J. M. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, N. J.: SLACK, 2010. 551 p. ISBN: 978-1-55642-766-4.

PUH, U., BAER, G., D. A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: A pilot study. *Disability & Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 31, no. 3, pp. 202-210. [cit. 20. 10. 2015]. ISSN: 1464-5165. Dostupné na: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=15&sid=e38e8952-fb88-455b-bc6e-b6f36745a673%40sessionmgr110&hid=101>

REED, L. F., URRY, S. R., WEARING, S. C. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 1-10. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 14712474. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=68a58eb1-c832-441d-936d-9b11cd030556%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4213>

REISMAN, D. S., et al. Split-Belt Treadmill Adaptation Transfers to Overground Walking in Persons Poststroke. *Neurorehabilitation & Neural Repair* [online]. 2009, vol. 23, no. 7, pp. 735-744. [cit. 26. 2. 2016]. ISSN: 15459683. Dostupné na:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2811047/pdf/nihms163257.pdf>

ROERDINK, M., et al. Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 8, pp. 1009–1022. [cit. 17. 10. 2015]. ISSN: 00319023. Dostupné na: <http://ptjournal.apta.org/content/87/8/1009.full.pdf+html>

ROERDINK, M., et al. Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2009, vol. 23, no. 7, pp. 668-678. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/24220757_Rhythm_Perturbations_in_Acoustically_Paced_Treadmill_Walking_After_Stroke

ROSE, J., GAMBLE, J. G. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 234 p. ISBN: 0781759544.

SAIWEI, Y., et al. Improving Balance Skills in Patients Who Had Stroke Through Virtual Reality Treadmill Training. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2011, vol. 90, no. 12, pp. 969-978. [cit. 23. 9. 2015]. ISSN: 08949115. Dostupné na:

http://journals.lww.com/ajpmr/Abstract/2011/12000/Improving_Balance_Skills_in_Patients_Who_Had.2.aspx

SCRIVENER, K., SCHURR, K., SHERRINGTON, C. Responsiveness of ten – metre walk test, Step test and Motor Assessment Scale in inpatient care after stroke. *BMC Neurology* [online]. 2014, vol 14, pp 1-7. [cit. 15. 4. 2015]. ISSN: 1471-2377. Dostupné na:

<http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2377-14-129.pdf>

SHEA, C. H., WULF, G. Enhancing motor learning through external-focus instructions and feedback. *Human Movement Science* [online]. 1999, vol. 18, no. 1, pp. 553-571. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 0167-9457. Dostupné na:

https://www.researchgate.net/publication/223809141_Enhancing_motor_learning_through_external-focus_instruction_and_feedback

SULLIVAN, K., J., et al. Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: results of the STEPS randomized clinical trial. *Physical*

therapy [online]. 2007, vol. 87, no. 12, pp. 1580-1602. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 00319023
Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/5950001_Effects_of_Task-Specific_Locomotor_and_Strength_Training_in_Adults_Who_Were_Ambulatory_After_Stroke_Results_of_the_STEPS_Randomized_Clinical_Trial

TERRIER, P. Step-to-Step Variability in Treadmill Walking: Influence of Rhythmic Auditory Cueing. *PLoS ONE* [online]. 2012, vol. 7, no. 10, pp. 1-9. [cit. 17. 10. 2015]. ISSN: 19326203. Dostupné na: <http://www.plosone.org/article/fetchObject.action?uri=info:doi/10.1371/journal.pone.0047171&representation=PDF>

THAUT, M. H., et al. 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* [online]. 2007, vol. 21, no. 5, pp. 455-459. [cit. 5. 3. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/51390498_Rhythmic_Auditory_Stimulation_Improves_Gait_More_Than_NDTBobath_Training_in_Near-Ambulatory_Patients_Early_Poststroke_A_Single-Blind_Randomized_Trial

TYSON, S., CONNELL, L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 23, no. 11, pp. 1018-1033. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 02692155. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=de175392-462c-4327-a2e6-be854e9e9e8c%40sessionmgr4004&vid=5&hid=4203>

VAN BLOEMENDAAL, M., VAN DE WATER, A. M., VAN DE PORT, I. L. Walking tests for stroke survivors: a systematic review of their measurement properties. *Disability & Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 34, no. 26, pp. 2207-2221. [cit. 15. 4. 2015]. ISSN: 09638288. Dostupné na: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/09638288.2012.680649>

VAN DE PUTTE, M., et al. Habituation to treadmill walking. *Bio-Medical Materials & Engineering* [online]. 2006, vol. 16, no. 1, pp. 43-52. [cit. 25. 3. 2016]. ISSN: 09592989. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=9f85deb6-a967-4af5-af39-3cd20b2f53c7%40sessionmgr4003&vid=4&hid=4111>

VAN OOIJEN, M. W., et al. Functional gait rehabilitation in elderly people following a fall-related hip fracture using a treadmill with visual context: design of a randomized controlled trial. *BMC Geriatrics* [online]. 2013, vol. 13, no. 34, pp. 1-11. [cit. 4. 4. 2016]. ISSN: 1471-2318. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6bb31a11-7513-4509-8e48-a66d06b06cb2%40sessionmgr4001&vid=6&hid=4202>

VAN OOIJEN, M. W., et al. Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Experimental Brain Research* [online]. 2015, vol. 233, no. 3, pp. 1007-1018. [cit. 4. 4. 2016]. ISSN: 0014-4819. Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6bb31a11-7513-4509-8e48-a66d06b06cb2%40sessionmgr4001&vid=2&hid=4202>

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN: 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN: 80-7254-837-9.

VIOSCA, E., et al. Walking Recovery After an Acute Stroke: Assessment With a New Functional Classification and the Barthel Index. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005, vol. 86, pp. 1239-1244. [cit. 2. 4. 2016]. ISSN: 0003-9993. Dostupné na: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)00064-X/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)00064-X/pdf)

WALL, J. C., BRUNT, D. Clinical gait analysis: Temporal and distance parameters. In VAN DEUSEN, J., BRUNT, D. *Assessment in occupational therapy and physical therapy*. 1st ed. Philadelphia: Saunders, 1997, 535 p. ISBN: 0-7216-4444-9.

WERNER, C., et al. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. *Neurorehabilitation And Neural Repair* [online]. 2007, vol. 21, no. 1, pp. 76-80. [cit. 17. 3. 2016]. ISSN: 1545-9683. Dostupné na: <http://nnr.sagepub.com/content/21/1/76.short>

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N. J.: Wiley, 2009, 370 s. ISBN: 0-470-39818-3.

WOOLLEY, S. M. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics In Stroke Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 7, no. 4, pp. 1-18. [cit. 1. 4. 2016]. ISSN: 1074-9357. Dostupné na: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b91da1cf-06bf-46d0-9f71-086a7444183c%40sessionmgr102&vid=3&hid=103>

WHITTLE, M. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007, 255 p. ISBN: 9780750688833.

YANG, Y., et al. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 28, pp. 201-206. [cit. 26. 2. 2016]. ISSN: 0966-6362. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/5493128_VR-based_training_improves_community_ambulation_in_individuals_with_stroke_a_randomized_controlled_trial

YAVUZER, G. Walking after stroke. *Journal of physical medicine and rehabilitation sciences* [online]. 2007, vol. 10, no. 1, pp. 1-8. [cit. 2. 12. 2015]. ISSN: 1307-7384. Dostupné na: http://www.jpmp.org/pdf/pdf_PMJ_272.pdf

ZEBRIS Medical GmbH. *Zebris FDM Preview – User Manual (vision 2.1)*. Isny im Allgäu: Zebris, 2011, 95 p.

ZEBRIS Medical GmbH. *Rehawalk – learning to walk again!* Isny im Allgäu: Zebris, 2015, 7 p. Dostupné z: http://www.zebris.de/english/pdf/Rehawalk-GB_72.pdf

Seznam zkratek

ABC	activities-specific balance confidence
BWSTT	body weight support treadmill training
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COP	centre of pressure
EMG	elektromyografie
FIM	Functional Independence Measure
ICF	International Classification of Functioning, Disability and Health
m	musculus
MDC	minimal detectable change
TUG	Timed Up and Go Test
WAQ	walking ability questionnaire

Seznam obrázků

Obr. 1 Jednotlivé části stojné a švihové fáze chůze (Hartmann, 2010, p. 3)	12
Obr. 2 Grafické zobrazení průběhu COP (Zebris Medical GmbH, 2011, p. 45).....	26
Obr. 3 Trénink chůze na pohyblivém páse s promítáním nášlapných stop (Burget, 2015, s. 75)	31

Seznam grafů

Graf 1 Významné rozdíly chůze u hemiparetiků a zdravých jedinců (Chen at al., 2005, pp. 54).....	18
---	----