

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Hana Ondráčková

**TERAPIE CHŮZE NA CHODÍCÍCH PÁSECH U PACIENTŮ
PO CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODĚ V AKUTNÍ A SUBAKUTNÍ
FÁZI**

Bakalářská práce

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

Olomouc 2017

Anotace

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce: Terapie chůze na chodících pásech u pacientů po cévní mozkové příhodě v akutní a subakutní fázi

Název práce v anglickém jazyce: The gait therapy on a treadmill in patients with acute and subacute stroke

Datum zadání: 2017-01-31

Datum odevzdání: 2017-05-02

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

Autor práce: Ondráčková Hana

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

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v českém jazyce:

Základním způsobem lidské lokomoce je chůze, po cévní mozkové příhodě dochází k poruše jejího supraspinálního řízení. U pacientů po cévní mozkové příhodě v akutní a subakutní fázi je možné ovlivnit vzor chůze změnou časoprostorových parametrů chůze a indukovat neuroplastické změny prostřednictvím chodícího pásu. Cílem bakalářské práce bylo shrnout poznatky o terapii chůze na chodícím pásu u pacientů po cévní mozkové příhodě v akutní a subakutní fázi. Pro tvorbu bakalářské práce bylo použito celkem 59 odborných článků. Ty byly vyhledány na základě anglických ekvivalentů klíčových slov: chodící pás, chůze, cévní mozková příhoda, akutní, subakutní, neuroplasticita z databází PubMed, EBSCO, ProQuest, Web Of Science a Google Scholar. Souhrnně z výsledků vyplývá, že terapie chůze na chodícím pásu u pacientů po cévní mozkové příhodě v akutní a subakutní fázi má pozitivní vliv na časoprostorové parametry chůze jako rychlost chůze, kadenci, délku kroku a dvojkroku. Využití chodícího pásu u pacientů po cévní mozkové příhodě vede ke zlepšení parametrů chůze, k symetrii krokového cyklu, stabilitě ve stoji a také zlepšuje kardiovaskulární kondici.

Abstract in English:

The basic method of human locomotion is walking, in which stroke leads to a failure of its supraspinal control. Treadmill therapy can affect the gait pattern and induce neuroplastic changes in patients with acute and subacute stroke. The aim of the bachelor's thesis was to summarize the findings of treadmill gait therapy in patients with acute and subacute stroke. For the creation of the thesis was used a total 59 scientific articles. The scientific articles were identified based on English equivalents of keywords: treadmill, gait, stroke, acute, subacute, neuroplasticity of databases PubMed, EBSCO, ProQuest, Web of Science and Google Scholar. In summary, the results indicate that treadmill gait therapy in patients with acute and subacute stroke has a positive influence on the spatiotemporal gait parameters such as walking speed, cadence, length of step and stride. Using the treadmill therapy in patients after stroke leads to improved gait parameters, the symmetry of the gait cycle and stability in standing and also improves cardiovascular fitness.

Klíčová slova: chodící pás, chůze, cévní mozková příhoda, akutní, subakutní, neuroplasticita

Key words: treadmill, gait, stroke, acute, subacute, neuroplasticity

Rozsah: 54 stran/ 3 přílohy

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením paní Mgr. Barbory Kolářové, Ph.D. a použila jsem jen odborné bibliografické a elektronické zdroje uvedené v referenčním seznamu bakalářské práce.

V Olomouci dne 02. 05. 2017

podpis

Poděkování

Velice ráda bych poděkovala vedoucí mé bakalářské práce, paní Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D., za odborné vedení práce, cenné rady, náměty a veškeré konzultace.

Obsah

Úvod	8
1 Bipedální chůze	10
1.1 Neurální řízení chůze	10
1.1.1 Spinální úroveň řízení chůze	10
1.1.2 Supraspinální úroveň řízení chůze	11
1.1.3 Senzorická regulace chůze	12
1.2 Biomechanika fyziologické chůze	13
1.2.1 Fyziologický vzor chůze	13
1.2.2 Časoprostorové parametry	14
1.3 Biomechanika chůze po CMP	15
1.3.1 Vzor chůze po CMP	16
1.3.2 Časoprostorové parametry	16
2 Následky CMP, neuroplasticita a motorická obnova	18
2.1 Následky CMP	18
2.2 Neuroplasticita	18
2.3 Motorická obnova	19
2.3.1 Spontánní motorická obnova	19
2.3.2 Indukovaná motorická obnova	21
3 Chůze na chodícím pásu	23
3.1 BWSTT	23
3.1.1 BWSTT v porovnání s chůzí v terénu	24
4 Diskuse	25
4.1 Efektivita chodícího pásu u pacientů v akutní fázi po CMP	27
4.1.1 Vliv pásu na časoprostorové parametry chůze	27
4.1.2 Vliv pásu na symetrii krokového cyklu	29
4.1.3 Vliv pásu na stabilitu ve stoji	30
4.1.4 Vliv pásu na kardiovaskulární kondici	30
4.2 Efektivita chodícího pásu u pacientů v subakutní fázi po CMP	31
4.2.1 Vliv pásu na časoprostorové parametry chůze	33
4.2.2 Vliv pásu na symetrii krokového cyklu	36
4.2.3 Vliv pásu na stabilitu ve stoji	36
4.2.4 Vliv pásu na kardiovaskulární kondici	37

4.2.5 Vliv pásu na schopnost nezávislé chůze.....	37
4.3 Limity nalezených studií	38
Závěr.....	39
Referenční seznam.....	40
Seznam zkratk.....	48
Seznam obrázků.....	49
Seznam tabulek.....	50
Seznam příloh.....	51
Přílohy	52

Úvod

Základním způsobem lidské lokomoce je bipedální chůze, která je složitě neurálně řízena, aby pohyby s ní spojené byly koordinované a plynulé. Jedním z možných činitelů narušující kvalitní řízení chůze je cévní mozková příhoda (dále jen CMP). Hlavním funkčním dopadem je porucha chůze, míra této poruchy je individuální a odvíjí se od mnoha faktorů, mimo jiné i od činnosti neuroplasticity, která přispívá k motorické obnově po CMP.

Bylo prokázáno, že k indukci neuroplastických změn a motorické obnovy po CMP přispívá i specifický trénink, který může být poskytován prostřednictvím chodícího pásu.

Použití pásu má v rehabilitaci své opodstatnění, umožňuje intenzivnější, opakující se a na úkol zaměřenou terapii. Terapií chůze na chodícím pásu u pacientů po CMP nedochází pouze k ovlivnění vzoru chůze a jejích parametrů, ale také k ovlivnění kardiiovaskulární výkonnosti.

Častou intervencí ve studiích věnujících se akutní a subakutní fázi po CMP je chodící pás v kombinaci se systémem Body Weight Support (dále jen BWS), který poskytuje pacientovi pocit bezpečí a především odlehčení jeho hmotnosti, čímž facilituje provedení chůze.

V současnosti se chodící pás uplatňuje u mnohých nejen neurologických diagnóz, avšak se hojně využívá i u zdravých jedinců v rámci kondičních tréninků či zátěžových testů.

Cílem bakalářské práce je shrnout poznatky o terapii chůze na chodícím pásu u pacientů po cévní mozkové příhodě v akutní a subakutní fázi. Práce se dále zajímá, ve kterých parametrech chůze se pacienti v akutní a subakutní fázi zlepšují.

Pro splnění cíle práce byly využity následující internetové databáze: PubMed, EBSCO, ProQuest, Web Of Science a Google Scholar. Vyhledávány byly články publikované v rozmezí 1. 1. 2010 do 1. 4. 2017. Počátek tohoto rozmezí byl zvolen na základě publikované metaanalýzy Mehrholz, Pohl a Elsner (2014, pp. 1-198), kde poslední zahrnuté články týkající se terapie chůze na chodícím pásu v akutní a subakutní fázi po CMP byly do roku 2010. Při vyhledávání v odborných člancích byla použita tato klíčová slova: chodící pás, chůze, cévní mozková příhoda, akutní, subakutní, neuroplasticita, respektive ekvivalenty v anglickém jazyce: treadmill, gait, stroke, acute, subacute, neuroplasticity. Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov vyhledáno 38 článků v anglickém jazyce bez duplicit. Dalších 21 článků bylo nalezeno ručním vyhledáváním. S ohledem na cíle bakalářské práce bylo použito celkem 59 článků (z toho 6 přehledových) v plnotextové podobě. Pro základní

orientaci v dané problematice bylo v bakalářské práci použito 5 článků zabývajících se problematikou terapie chůze na chodícím pásu u pacientů v akutní a subakutní fázi po CMP v širším kontextu a 7 níže uvedených monografií, které současně sloužily jako vstupní studijní literatura.

ENOKA R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement – 4th ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 0-7360-6679-9.

GAGE J. R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy.* London: Mac Keith Press. ISBN 0-521-412773.

GROSS J. M, FETTO J., ROSEN E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu 2. vydání.* Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

KRÁLÍČEK P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie. 3., přeprac. a rozš. vyd.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

LATASH M. L. 2008 *Neuropsychological basis of movement 2nd ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEVINE D., RICHARDS J., WHITTLE M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis 5th Edition.* Elsevier. London: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

SMIDT G. L. 1990. *Gait in rehabilitation.* Churchill Livingstone Inc. ISBN 0-443-08663-X.

1 Bipedální chůze

Bipedální chůzi je možné definovat jako elementární způsob lidské lokomoce vykonávaný po dvou dolních končetinách. Bipedální chůze je méně stabilní a méně efektivní než kvadrupedální chůze, avšak má výhodu v uvolnění horních končetin pro sebeobslužné činnosti (Gage, 1991, p. 61).

Z evolučního hlediska se prostřednictvím lokomoce rozšířily obzory našim vzdáleným příbuzným, to jim umožnilo tvorbu nových strategií v hledání potravy nebo útěk před potenciálním nebezpečím. Vznik lokomoce tedy vedl k nové řadě pohybových problémů, kterým bylo nutné denně čelit, což přispělo k novému systému neurální kontroly zahrnující v podstatě celý centrální nervový systém (dále jen CNS) současných vyšších živočichů. (Latash, 2008, p. 221).

Lidská lokomoce vykazuje značnou variabilitu a je velmi složitá z hlediska neurální aktivity a biomechanického výstupu (Ivanenko, Cappellini, Solopova, 2013, p. 1). Králíček (2011, p. 107) udává, že k vykonání stereotypní cyklické činnosti jakou je chůze, není potřeba vědomé kontroly a lze ji provést i bez účasti mozkové kůry.

Chůze vzniká v ontogenezi na evolučně ukotvených principech typických pro každého z nás. Novorozenec projevuje vzor chůze ještě před narozením a tato primitivní schopnost pokračuje po celý život pro zdokonalení pohyblivosti (Kolář et al., 2009, p. 48; Yang, Gorassini, 2006, p. 380).

1.1 Neurální řízení chůze

1.1.1 Spinální úroveň řízení chůze

Vzor pohybu pro krok je generován ve spinální míše, zatímco kvalitní řízení chůze zahrnuje různé oblasti mozku, včetně motorické kůry, mozečku a mozkového kmene (Enoka, 2008, p. 276).

Flexně-extenčních mechanismy, tzn. rytmické pohyby antagonistických svalů, které nastávají v rámci lokomoce živočichů, mohou být vykonány i bez zpětné signální vazby z periferie. Z toho plyne, že lokomoce není reflexní činností. Předpokladem je pohyb, který je výsledkem předpřipraveného vzorce neuronální aktivity. Tento vzorec se nazývá centrální motorický program a je zakódován v generátoru vzorce pohybu (z angl. central pattern generator, dále jen CPG). CPG vytváří automatické pohyby, jako je chůze a dále respirace, polykání a obranné reakce. Dostupné důkazy naznačují, že lidé stejně jako ostatní zvířata mají

CPG, nicméně jejich činnost mnohem více závisí na supraspinálních vlivech (viz Obr. 1, p. 12) (Edgerton a Roy in Enoka, 2008, p. 276; Králíček, 2011, p. 107).

GPG je síť nervových buněk, která je umístěna ve spinální míše (dolní hrudní a bederní oblast), přičemž každá končetina má svůj generátor. Jsou-li všechny končetiny v činnosti, pak dochází ke koordinaci všech CPG. Lokomoce je založena na rytmické, tzv. "pacemaker" aktivitě těchto generátorů pro progresi a rovnovážné a podpůrné funkce (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 337; Ijspeert, 2008, pp. 642-643).

1.1.2 Supraspinální úroveň řízení chůze

Drew, Andujar, Lajoie et al. (2008, pp. 199-211) uvádí, že ačkoli spinální CPG tvoří pohybový vzor lokomoce, na jejím řízení se podílí descendentní (sestupné) dráhy vedoucí do spinální míchy z mozku. Tyto sestupné dráhy aktivují spinální lokomoční systém, upraví pohybový vzor chůze na základě senzorické zpětné vazby z periferních receptorů dolních končetin a také na základě vizuálního a vestibulárního vstupu. Sheffler a Chae (2015, p. 2) uvádí, že supraspinální úroveň hraje významnou roli při volném řízení chůze, zejména při změně rychlosti a směru chůze nebo při vyhýbání se překážkám. Při lézi lidského mozku (druhotně při CMP) dochází k hlubokému ovlivnění chůze, proto je tvrzení, že bipedální chůze vyžaduje souhru mezi mozkiem a spinální míchou, akceptováno (Enoka, 2008, pp. 282).

Z nynějších poznatků vyplývá, že k aktivaci CPG dochází zřejmě signálem, který vychází z mediální oblasti retikulární formace mezencephala (angl. tzv. mesencephalic locomotor region). Tato oblast spustí generátor lokomoce a také ji přisoudí charakteristiku, a to bude-li se jednat o chůzi či běh (Enoka, 2008, pp. 282-283; Králíček, 2011, p. 107).

Mesencephalická lokomoční oblast může být aktivována bazálními ganglii. Výstupy z bazálních ganglií tonicky inhibují motorickou kontrolu pro rychlý (sakadovaný) pohyb očí, chůzi a posturu. Aby tyto akce mohly být vyvolány, výstup z bazálních ganglií musí být potlačen. Je-li výstup potlačen, tonická inhibice se sníží a motorická kontrola může generovat odlišné akce. Je-li výstup zesílen, inhibiční účinky bazálních ganglií jsou nadále zvýšené. (Enoka, 2008, pp. 283-284).

Armstrong a Marple-Horvat (1996, pp. 443-455) dále uvádí, že rytmus chůze upravuje mozeček, který hraje klíčovou roli v adaptaci chůze. Mozeček dostává dva vstupy, a to z proprioreceptorů ve svalech a ze spinálních CPG, které dále porovnává a výstupy následně předává několika supraspinálním strukturám, zahrnující mediální retikulární formaci.

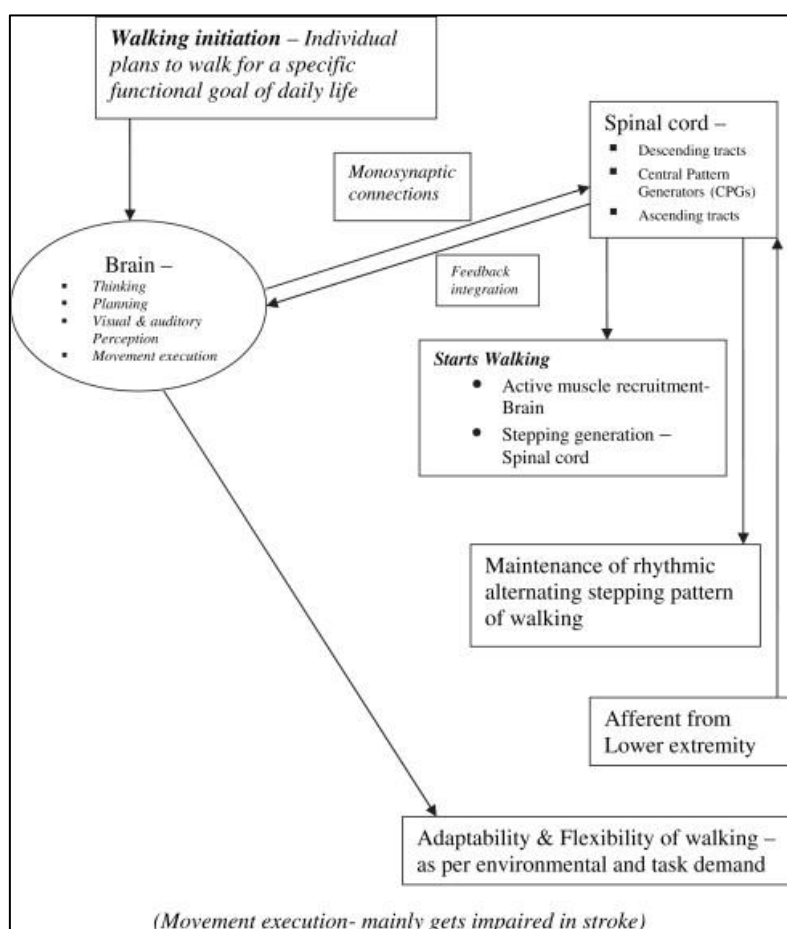
1.1.3 Senzorická regulace chůze

Přestože lokomoce není primární reflexní činnost, tak zpětná vazba z proprioreceptorů hraje významnou roli. Je-li vyřazena, dochází k alternaci a zpomalení krokového cyklu (Enoka, 2008, p. 284, Králíček, 2011, p. 107).

Prostřednictvím senzorických vstupů dochází k modulaci neuronů mediální části retikulární formace a dochází k přizpůsobení pohybového vzoru chůze okolnímu prostředí, ve kterém je prováděna. Odchytky během chůze mohou ovlivňovat průtok akčních potenciálů v neuronech motorické kůry, pravděpodobně jako odpověď na zajištění vhodného umístění chodidla při kroku. Účast neuronů motorické kůry během chůze je vyšší, jestliže okolní prostředí vyžaduje přesnější kinematiku končetin (Armstrong a Marple-Horvat, 1996, pp. 443-455).

Na úpravě pohybového vzoru chůze se podílí také trajektorie končetin vedená vstupem z vizuálního a vestibulárního systému. Vizuální vstup „vybírám“ směr a vyhýbá se překážkám, a společně s vestibulárním vstupem zajišťují orientaci těla v prostoru (Enoka, 2008, p. 285).

Obr. 1 Schéma zobrazující roli mozku a spinální míchy při chůzi (Verma et al., 2010, p. 16)



1.2 Biomechanika fyziologické chůze

Biomechaniku fyziologické chůze charakterizuje koordinovaný pohyb dolních končetin a dopředný plynulý pohyb těla v prostoru, v rámci kterého těžiště těla opisuje sinusoidu ve vodorovné a svislé ose s minimální amplitudou. Trajektorie těžiště těla je určena kombinací rotace a translace segmentů dolních končetin. Zvýší-li se rozkmit těžiště při chůzi, dochází ke zvýšení energetického výdeje a metabolických nároků, v důsledku toho se sníží výkonnost pohybu a zvýší se únava (Gross et al., 2005, p. 556; Sheffler a Chae, 2015, pp. 5-6).

Gross et al. (2005, p. 556) dále uvádí, že chůzi lze pokládat za účinný pohyb pouze tehdy, je-li prováděna s minimálním energetickým výdejem. Za abnormální stereotyp chůze se následně označuje každá odchylka od tohoto minima. Mezi další atributy chůze jako účinného pohybu, které jsou při patologii chůzi často ztraceny, řadí Gage (1991, p. 101) stabilitu ve stoji, dostatečný zdvih chodidla při švihů, vhodné umístění chodidla po dokončení švihové fáze a adekvátní délku kroku.

Sheffler a Chae (2015, pp. 2-3) také uvádí důležitost stability chůze, která je u pacientů po CMP narušená. Jedná se o schopnost těla zůstat bezpečně ve vzpřímené postuře s minimálním sklonem k odchýlkám během chůze. Esenciální pro stabilitu chůze je schopnost udržení se v jednooporovém stoji. Stabilitu při chůzi určuje funkční rovnováha mezi postavením těla a svalovou aktivitou v každém kloubu dolní končetiny.

1.2.1 Fyziologický vzor chůze

Levine, Richards a Whittle (2012, pp. 38-39) uvádí, že horní část trupu se během chůze pohybuje vpřed. Změna rychlosti tohoto pohybu je minimální (nejvyšší je ve fázi dvojí opory a nejnižší je ve fázi středního stoje a švihů). Trup se otáčí kolem svislé osy a ramenní pletence rotují opačně než pánev. Do činnosti jsou zapojeny také horní končetiny, jejichž pohyb je v protisměru k pohybu dolních končetin. Rozsah pohybu trupu a horních končetin udává efektivitu a plynulost chůze. Trup se pohybuje také ze strany na stranu a dostává se nad každou dolní končetinu během její stojné fáze.

Pánev se stejně jako trup otáčí kolem vertikální osy, nepatrně se klopí vpřed a vzad a pohybuje se také ve frontální rovině. Dochází k selektivní aktivaci páteřních svalů, tím jsou pohyby hlavy menší než pánve, což má význam pro stabilitu pohledu (Levine, Richards a Whittle, 2012, pp. 38-39).

Maximální flexe kyčelního kloubu nastává ve fázi středního švihu a flexe je dále udržována až do fáze počátečního kontaktu. Maximální extenze je dosaženo před ukončením stojné fáze, po které se kyčelní kloub následně flektuje znovu. Zatímco u kyčelního kloubu nastává flexe a extenze v průběhu krokového cyklu jednou, u kolenního kloubu je to hned dvakrát. Jedná se o větší či menší plnou extenzi před fází počátečního kontaktu, následovanou flexí ve fázi postupného zatěžování, poté extenzí ve fázi středního stoje a poté znovu flektuje. Kolenní kloub znovu extenduje v nadcházející fázi počátečního kontaktu (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 337-339; Levine, Richards a Whittle (2012, p. 39).

Během fáze počátečního kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici, poté se dostává do plantární flexe a přednoží chodidla kontaktuje zem. Ve fázi středního stoje se bérce dostává před chodidlo a v hlezenním kloubu nastává dorsální flexe. V úseku mezi konečným stojem a předšvihovou fází dochází ke změně na plantární flexi, která trvá až po fázi počátečního švihu. Během švihové fáze se hlezenní kloub opět vrací do pozice dorsální flexe, kterou udržuje až do kontaktu přednoží se zemí. Poté se dostává do neutrální pozice, kterou udržuje až do další fáze počátečního kontaktu (Levine, Richards a Whittle, 2012, p. 39).

1.2.2 Časoprostorové parametry

Časoprostorové parametry chůze slouží ke kvantifikování chůze a indikují kvalitu patologické chůze, avšak neposkytují žádné informace o příčině deviace chůze. Mezi časoprostorové parametry, které charakterizují krokový cyklus (viz Příloha 1, p. 52), se řadí rychlost chůze, kadence, délka kroku a dvojkroku (Gage, 1991, p. 22).

U zdravých jedinců se rychlost chůze pohybuje okolo 1,3 m/s (Olney a Richards, 1996, p. 137). Je ovlivněna různými faktory, zejména cílem a prostředím, kde je chůze prováděna. Bylo prokázáno, že rychlost chůze je spojena s rozsahem pohybu v kloubu, reakční silou země, délkou dvojkroku a výdejem energie (Smidt, 1990, p. 4). Sheffler a Chae (2015, p. 3) uvádí, že rychlost chůze je důležitým ukazatelem chůze po CMP a efektivita jakékoli rehabilitační intervence se nejčastěji hodnotí dle změny pohodlné rychlosti chůze.

Jeden celý krokový cyklus lze definovat také jako dvojkrok, který se skládá ze dvou kroků. Dvojkrok je tedy interval mezi dvěma dotyky paty stejné dolní končetiny se zemí a délka dvojkroku poté vymezuje tuto vzdálenost. Kadencí se vyjadřuje počet kroků za jednotku času (v minutách) (Ali et al., 2014, p. 37; Sheffler a Chae, 2015, p. 3).

1.3 Biomechanika chůze po CMP

Porucha chůze po CMP vzniká primárně neurologickým deficitem, ale také druhotně snížením kardiovaskulární a pohybové kapacity v důsledku fyzické inaktivity a nepoužívání končetiny. K deviacím chůze u pacientů po CMP přispívají především poruchy percepce, svalové síly, porucha svalového tonu, narušení kontroly pohybu, snížená flexibilita měkkých tkání, poruchy citlivosti a rovnováhy (Carr a Shepherd, 2003 in Levine, Richards a Whittle, 2012, p. 136, Yavuzer, 2006, p. 10). Tyto uvedené poruchy mají významný vliv na biomechaniku chůze a výslednou schopnost pacienta chodit. Kombinace těchto poruch je závislá na lokalizaci a míře poškození mozku. Mezi další limity, které by mohly ovlivňovat schopnost chůze po ictu, řadí Woolley et al. (2001, p. 1-2) schopnost se učit, zvládnání dovedností, motivaci, přidružená onemocnění, úroveň fyzické vytrvalosti, podporu rodiny a zejména množství a typ rehabilitačního tréninku.

Ačkoliv může diagnóza hemiparézy představovat tzv. vývoj onemocnění, existuje mnoho odlišností v poruchách funkční chůze mezi pacienty, proto není možné spojovat diagnózu hemiparézy pouze s jednostranným zapojením neuromuskulárního systému, protože deviace chůze z hlediska biomechaniky a svalové aktivity byly pozorovány na obou dolních končetinách bez ohledu na stranové postižení. Vzory chůze u pacientů po CMP jsou tedy různorodé, jelikož se odvíjí od počátečních problémů a kompenzačních pohybů (Smidt, 1990, pp. 254-255; Levine, Richards a Whittle, 2012, p. 137; Woolley, 2001, p. 1).

U pacientů po CMP je dokonalé řízení a koordinace mezi končetinami nahrazena masovými vzory pohybu končetin (synergií svalů) na paretické straně a kompenzací v pohybu pánve na straně neparetické. Biomechanika chůze je dále narušena zvýšením rozkmitu těžiště těla, což vede ke zvýšení energetických a metabolických nároků během chůze a k následnému zvýšení únavy a celkové neefektivnosti chůze. Pacienti po CMP mají také narušenou plynulou a symetrickou propulzi těla vpřed (Ivanenko, Cappellini, Solopova, 2013, p. 5; Smidt, 1990, p. 253; Yavuzer, 2006, p. 10; Levine, Richards a Whittle, 2012, p. 136-139) s častým výskytem narušení atributů fyziologické chůze dle Gage (1991, p. 101) zmíněných v textu výše (viz p. 13).

Předpokládá se, že odchylky rovnováhy ve stoji a asymetrie v rámci jednooporového stoje souvisí se sníženou schopností přenosu váhy na postiženou stranu. Přenos váhy na postiženou stranu je pro chůzi důležitý, dovoluje totiž nepostižené dolní končetině přesunout se, a tím je proveden krok (Hsu et al., 2003, p. 1186). Tréninkem jednooporové stability lze dosáhnout větší symetrie chůze. Asymetrická chůze také zvyšuje riziko pádů,

tím je dosažení symetrie chůze důležitým klinickým faktorem obnovy a úspěšné rehabilitace (Onley, Richards, 1996, p. 144).

1.3.1 Vzor chůze po CMP

Pacienti po CMP často ukazují nadměrný pokles rotace v pánvi ve frontální rovině během stojné fáze, což je často spojeno se slabostí m. gluteus medius postižené strany a to má poté za následek ztížený začátek a dokončení švihové fáze. Nekoordinovanost mezi horní částí trupu a pánví je spjata se sníženou rychlostí. Dále je pozorována výraznější deviace paretické horní končetiny v porovnání s nepostiženou stranou (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, pp. 343-344, Smidt, 1990, pp. 254-255).

Biomechanika chůze po CMP je narušena limitovaným rozsahem pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu, což vede ke „strnulé“ nekoordinované chůzi. Ztížení kontroly pohybu u pacientů po CMP nastává ve fázích, kde je vyžadován obratný pohyb jako je fáze postupného zatěžování, předšvihová fáze a fáze středního stoje (Smidt, 1990, pp. 254-255).

Nedostatečná extenze v kyčelním kloubu paretické končetiny během fáze konečného stoje vede ke zkrácení délky dvojkroku a snížení rychlosti chůze. Deviací v kolenním kloubu ve fázi počátečního stoje je extenze namísto flexe. Ve fázi středního stoje bývá v kolenním kloubu paretické dolní končetiny pozorována hyperextenze. Limitace dorsální flexe v hlezenním kloubu a flexe v kolenním kloubu při švihové fázi přispívá ke zdánlivému prodloužení dolní končetiny, což je kompenzováno cirkumdukci (Levine, Richards a Whittle, 2012, p. 137; Woolley, 2001, p. 2).

Fyziologický vzor plantární a dorsální flexe v hlezenním kloubu u pacientů po CMP často chybí a ve fázi počátečního kontaktu je nahrazován, buď tzv. foot-flat, což lze vysvětlit jako „plácnutí“ celé plochy chodidla na zem, anebo tzv. forefoot, kdy v kontaktu se zemí je prvně přednoží namísto paty při fyziologické chůzi. Během fáze postupného zatěžování dochází ke snížení dorsální flexe a v předšvihové fázi ke snížení plantární flexe (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 344; Smidt, 1990, pp. 254-255).

1.3.2 Časoprostorové parametry

Časoprostorové parametry chůze po CMP jsou charakterizovány prodloužením času stráveného v dvojkroku, snížením délky kroku a dvojkroku a dále snížením rychlosti chůze a kadence (Sheffler a Chae, 2015, pp. 7-8).

Woolley (2001, p. 2) udává, že u pacientů po iktu ve srovnání se zdravými jedinci je možné pozorovat prodloužení stojné fáze na obou dolních končetinách. Na postižené dolní končetině dochází ke zkrácení stojné a prodloužení švihové fáze, což vede k prodloužení stojné a snížení švihové fáze na nepostižené dolní končetině. Objevuje se prodloužení fáze dvojí opory s tendencí k prodloužení na nepostižené dolní končetině.

Trueblood et al. (1989, p. 21) zaznamenali snížení fáze jedné opory na postižené dolní končetině, zatímco von Schroeder et al. (1995, pp. 27-28) uvádí, že na postižené dolní končetině byla fáze jedné opory stejná ve srovnání se zdravými jedinci, ale při procentním vyjádření fáze jedné opory z jednoho krokového cyklu bylo zaznamenáno její snížení. Na nepostižené dolní končetině autoři uvádí, že došlo ke zvýšení fáze jedné opory, avšak jako procento z krokového cyklu byla stejná oproti zdravým jedincům.

Wagenaar a Beek (1992, pp. 1010-1012) uvádí, že mnoho deviací chůze u pacientů po CMP může souviset se snížením rychlosti chůze, zejména pak délka dvojkroku a frekvence dvojkroku. Průměrná rychlost chůze u osob po iktu se pohybuje v rozmezí od 0,23 do 0,73 m/s (Olney a Richards, 1996, p. 137). Mezi parametry chůze, které nejsou závislé na rychlosti, patří asymetrie v délce kroku, prodloužení stojné a snížení švihové fáze na nepostižené dolní končetině.

Zlepšení jednotlivých hodnot časoprostorových parametrů chůze bylo pozorováno v závislosti na době počátku CMP, následné motorické obnově a frekvenci klinického měření chůze. Nejrychlejší zlepšení bylo pozorováno během prvních šesti týdnů až tří měsíců a pomalejší změny byly znatelné až do jednoho roku od počátku ataky. Z hlediska času je obnova chůze ovlivněna stupněm dysfunkce chůze a stupněm parézy dolní končetiny. Zlepšení symetrie chůze bylo pozorováno v závislosti na zvyšující se motorické obnově (Brandstater et al., 1983, p. 583-586; Skilbeck et al., 1983, pp. 7-8) a míře spasticity na plantárních flexorech hlezna postižené dolní končetiny (Yavuzer, 2006, p. 11).

2 Následky CMP, neuroplasticita a motorická obnova

2.1 Následky CMP

CMP je definována jako náhle vzniklá mozková porucha, zejména ložisková (v menší míře i globální), která je vyvolaná porušením cerebrální cirkulace, a to ischemií nebo hemoragií. Dle příčiny iktu, doby trvání a dle místa, kde byla tepna postižena, se vyskytne některý z řady klinických neurologických syndromů (Ambler, 2002, p. 157).

Nezvratným zničením určitého počtu neuronů v mozku dojde k poklesu celkového množství vzruchové aktivity přicházející z mozku do míchy a také nastane porušení rovnováhy mezi excitací a inhibicí. Motoneurony některých svalů obdrží více excitačních podmětů, to se projeví zvýšením reaktivity a poté spasticitou, antagonisté těchto svalů dostávají naopak převahu inhibičních podmětů, což vede k jejich útlumu. Dochází k modifikaci reflexní odpovědi, respektive k jejímu celkovému zvýraznění (Votava, 2001, p. 184).

Během dnů až týdnů od náhlého začátku CMP nastanou z hlediska poruch motoriky dva základní děje. Jednak nastává rozvoj hyperreflexie a spasticity po počátečním stádiu pseudochabé parézi. A dále dochází ke spontánnímu navrácení volní hybnosti. K předpokládanému zlepšení v prvních hodinách (možná dnech) dochází díky odeznění edému a navrácení funkce neuronů z oblasti mimo ložisko vlastní nekrózy (Votava, 2001, p. 184).

V průběhu času lze pozorovat pomaleji probíhající změny. Jednak to, že odumřelé axony zničených neuronů v mozku uvolní své synapse na míšních neuronech. Tyto uvolněné synapse jsou následně obsazeny větévkami, které vypučí ze zachovalých axonů (z angl. sprouting). Díky tomu nastane částečné upravení funkčních spojů, avšak i zvýšení reflexních odpovědí na úrovni míchy a tím také spasticity. Druhým mechanismem je plasticita mozkové kůry (Votava, 2001, p. 184).

2.2 Neuroplasticita

Neuroplasticita je dle Alberta a Kesselringa (2011, p. 3) definována jako specifická schopnost nervového systému adaptovat se na změny vnitřního a vnějšího prostředí za fyziologických i patologických podmínek. CNS dospělého člověka má ohromující potenciál pro obnovu a adaptabilitu, které mohou být selektivně podporovány.

Hebb (1949, in Albert a Kesselring, 2011, p. 3) poprvé definoval pojem neuroplasticita s ohledem na funkci synapsí a později se tento princip spojil s fungováním neuronů v širším kontextu neuronových sítí. Pojem neurální plasticita může odkazovat na přechodné dosažení funkční změny v kontextu učení a obnovy, stejně jako strukturální změny popisující základ pro neurální plasticitu jako plastické změny v nervovém systému, které se vyskytují ve čtyřech hlavních směrech. Těmi jsou funkční změny v synaptické účinnosti, dále úprava syntézy proteinů aktivitou proteinazy v nervových buňkách, tvorba nových anatomických spojů nebo prostřednictvím morfologické změny synapsí, a nakonec specifická apoptóza. Úloha neurogenese u dospělých lidí po CMP je však stále poněkud nejasná.

Trojan a Pokorný (1997, p. 668) uvádí, že nervový systém je dynamický a tato dynamičnost je charakterizována rovnováhou mezi rigiditou a plasticitou. Plastické změny neuronálních systémů užívají obecné společné mechanismy a vyznačují se dvěma základními projevy. Prvním je plasticita funkční nasedající poměrně rychle a projevující se dobře reverzibilními změnami a druhým typem je plasticita adaptační, která je podmíněna změnou exprese genotypu ve fenotyp.

Autoři také dodávají, že aktivování mechanismů neuroplasticity je nejpřirozenější cesta v rámci léčby po poškození mozku (Trojan a Pokorný, 1997, p. 668).

2.3 Motorická obnova

Rozsah motorických obnov po CMP závisí na mnoha faktorech, a to počáteční velikosti a lokalizaci mozkové léze a na míře úspěchu rekanalizace. V průběhu času od počátku ataky se však křivka zotavení individuálně zplošťuje (Albert a Kesselring, 2011, p. 3). Motorické deficity jsou přítomny u většiny pacientů a stupeň motorické obnovy může do značné míry ovlivnit, zda-li se ataka projeví disabilitou či nikoli (Cramner, Sur, Dobkin et al., 2011, p. 1592).

2.3.1 Spontánní motorická obnova

Pro pseudočabé (akutní) stádium po atace je charakteristická spontánní obnova motorických funkcí, která je prokazatelná zobrazovacími metodami, zejména funkční magnetickou rezonancí (Albert a Kesselring, 2011, p. 3; Gál et al., 2015, p. 103).

2.3.1.1 Dlouhodobá potenciace a deprese

Gál et al. (2015, p. 102) uvádí, že neuroplasticita je založena na mechanismu krátkodobého zesílení synaptických spojů a dlouhotrvajících strukturálních změnách

v organizaci a množství interneuronálních spojů. Podstatou těchto změn jsou dva procesy, a sice dlouhodobá potenciace a dlouhodobá deprese. Dlouhodobá potenciace je proces, který vede k dlouhodobému zvýšení synaptické síly mezi dvěma neurony. Zatímco k dlouhodobé depresi dochází při nízkofrekvenční stimulaci, která musí disponovat dostatečnou intenzitou, aby vyvolala postsynaptickou depolarizaci. Proces dlouhodobé deprese vede ke snížení synaptické síly mezi oběma neurony.

Avšak Gál et al. (2015, p. 102) uvádí, že výzkum v této oblasti stále trvá a popis těchto mechanismů nemusí být úplný. Usuzuje se, že na základě těchto dvou procesů, tedy dlouhodobé potenciace a deprese, jsou založeny nejen všechny typy motorického učení, ale zároveň tvoří podklad pro procesy spontánní a indukované obnovy pohybových funkcí.

2.3.1.2 Mechanismy spontánní obnovy

Mezi mechanismy spontánní obnovy patří intra-hemisferické, inter-hemisferické a fokální změny (Cramner, Sur, Dobkin et al., 2011, p. 1592-1593).

Poškození oblasti motorické sítě může vést ve spontánní intra-hemisferické změny, prezentované kortikálním remappingem, zvýšenou aktivitou sekundární motorických oblastí, přesunutím kontroly na mimo-pyramidové dráhy a aktivací nepoškozené korové tkáně v oblasti léze. Přesunem kontroly na oblast mimo-pyramidových drah vede ke ztrátě selektivního pohybu, zvýšené námaze při započítí a provádění pohybu a také v narušenou schopnost zvládnutí pohybu v akrech a proximálních částí končetin (vzhledem k proximální projekci drah). Pohyb v distálních částech může být kontrolován jen neporušenými zkříženými vlákny kortiko-spinální dráhy a nezkříženými vlákny z nepostižené hemisféry na kontralaterální straně (Cramner, Sur, Dobkin et al., 2011, p. 1592-1593; Gál et al., 2015, p. 103).

Souvisí to s dalším mechanismem spontánní obnovy, a sice s inter-hemisferickou reakcí, jejím prostřednictvím dochází k tomu, že nepoškozená kontralaterální hemisféra má supranormální aktivitu ve vztahu k pohybu. Tato hyperaktivita je benefitem u pacientů se špatnou spontánní obnovou, kde je primární léze rozsáhlá a pro obnovu motorických funkcí je esenciální spíše reorganizace nepostižené primární motorické oblasti na kontralaterální straně (Cramner, Sur, Dobkin et al., 2011, p. 1592-1593). Ta kontroluje pohyb skrz nezkřížená vlákna kortiko-spinální dráhy, a popřípadě skrz zkřížená vlákna, která se díky sproutingu v úrovni spinální míchy mohou „zkřížit a napojit“ se na denervované α -motoneurony (Ward in Gál et al., 2015, p. 103). Avšak u pacientů s tendencí k dobré spontánní obnově může zmíněná hyperaktivita nepostižené kontralaterální hemisféry stát v cestě dalšímu

postupu obnovy, jelikož obsahuje inhibiční spoje s poškozenými motorickými oblastmi druhé hemisféry mozku (zde by mělo docházet k remappingu) (Cramner, Sur, Dobkin et al., 2011, p. 1592-1593; Gál et al., 2015, p. 103).

Mezi fokální mechanizmy spontánní obnovy patří dle Cramner, Sur, Dobkin et al. (2011, p. 1592) reaktivní a regenerativní sprouting a sympatogeneze, které byly prokázány u kortikospinální dráhy.

Gál et al. (2015, p. 103) mezi mechanizmy spontánní obnovy dále řadí obnovu funkce v penubře, jestliže dojde k její časné reperfúzi a také obnovení funkce tkání utiskovaných otokem při jeho odeznění.

2.3.1.3 Rehabilitace v porovnání s mechanismem spontánní obnovy

Přispění rehabilitace pro procesy spontánní obnovy pohybových funkcí doposud nebyla plně objasněná.

Buma et al. (2013, p. 713) tvrdí, že za zlepšení stavu pacientů na podkladě poranění mozku může čas, tedy mechanismus spontánní obnovy. Zatím nebyl zjištěn významný rozdíl ve zlepšení pohybových funkcí u pacientů s rehabilitací nebo bez ní v akutní fázi po atace. Avšak byl prokázán trend k vyššímu stupni zlepšení při včasném zahájení rehabilitace. Proto lze očekávat součinnou efektivitu spontánních a indukovaných plastických změn a na tomto očekávání lze stavět potřebu časného zahájení rehabilitace (Hosp, 2011, pp. 4-6).

Z animálních studií, však vyplývá, že velmi intenzivní rehabilitace v prvním týdnu po CMP přispívá ke zvětšení velikosti léze a brzdí obnovu pohybových funkcí. S ohledem na toto zjištění je během akutní fáze po iktu v rámci rehabilitace doporučeno pouze středních intenzit tréninku (Albert, Kesselring, 2011, p. 4; Gál et al., 2015, p. 104).

2.3.2 Indukovaná motorická obnova

Pro spastické (subakutní) stádium po atace je charakteristická indukovaná motorická obnova. Podkladem procesů indukované motorické obnovy jsou zejména kortikální remapping a změny v inter-hemisférické rovnováze. Lze tedy pozorovat jistou podobnost s procesy spontánní obnovy motorických funkcí (Gál et al., 2015, p. 109).

Cramner, Sur, Dobkin et al. (2011, pp. 1592-1593) dále uvádí, že se jedná o vynucenou a řízenou změnu excitability a konektivity díky tréninku, při kterém dochází ke stimulaci motorických oblastí, tedy je možné shledat současnou podobnost s motorickým učením u zdravých osob.

Carey, Kimberley, Lewis et al. (2002, pp. 780-787) ve své studii zjistili potréninkové změny v inter-hemisferické rovnováze u pacientů po atace. Ti před zahájením terapie v rámci provádění pohybu aktivovali více ipsilaterální hemisféru, avšak po ukončení terapie se aktivita posunula kontralaterálním směrem. Autoři nicméně dodávají, že aktivitu v kortikálních oblastech je možné vyvolat pouze specifickým tréninkem, nikoli izolovanými pohyby.

Mezi indukované motorické obnovy patří jednak sprouting zkřížených vláken kortikospinální dráhy z nepoškozené hemisféry na spinální úrovni k α -motoneuronům na kontralaterální straně a také sem patří spojení primární motorické kůry nepoškozené hemisféry s nucleus ruber přes sprouting kortikobulbární dráhy (Chen, Goldberg, Kolb in Gál et al., 2015, p. 110).

2.3.2.1 Přehled terapií indukující neuroplastické změny

Review Arya, Pandian, Verma (2011, pp. 528-537) uvádí, že v rámci rehabilitační péče je využíváno mnoha specifických postupů, které vyvolají neuroplastické změny a vedou k lepší motorické a funkční obnově než tradiční metody. Mezi tyto specifické metody patří zejména trénink zaměřený na určitý úkol (z angl. task-oriented training), Body Weight Support Treadmill Therapy (dále jen BWSTT), roboticky asistovaný trénink, Constraint induced movement therapy, trénink ve virtuální realitě a cvičení v představě.

Gál et al. (2015, p. 110) mezi terapie indukující neuroplastické změny řadí také kruhový trénink nebo například trénink uchopení a postavení sklenice s vodou (pro zlepšení extenze v loketním kloubu).

Review Arya, Pandian, Verma (2011, pp. 529-530) doplňuje, že všechny tyto metody uplatňují principy motorického učení. Prostřednictvím učení jako motorické dovednosti dojde ke strukturálním a funkčním změnám v motorické kůře a mozečku. Klein a Jones (2008, p. 230) referují, že změny ukazující motorickou obnovu jsou trvalé povahy.

Většina těchto terapií má společné, že se soustředí na vysokou intenzitu terapie, především Constraint induced movement therapy a trénink zaměřený na úkol. Dále je pro některé terapie (BWSTT, roboticky asistovaný trénink a cvičení v představě) shodné, že se soustředí na započítání pohybu a jeho provedení u pacientů s těžkým deficitem. Jiné z nich používají herních prvků ke zvýšení motivace pacientů (zejména terapie prostřednictvím virtuální reality) (Gál et al., 2015, p. 110).

3 Chůze na chodícím pásu

Chodící pás byl ještě v nedávných dobách využíván především ke kondičnímu tréninku u zdravých lidí. Postupem času se však začal testovat v rámci studií u zvířat se spinální lézí a poté byl aplikován v rámci rehabilitace u pacientů se spinálním poraněním, CMP, Parkinsonovou chorobou a u dětí s dětskou mozkovou obrnou (Aaslund, 2013, p. 279).

Trénink na chodícím pásu je zaměřen na konkrétní úkol (z angl. task-specific) a výsledek léčby by měl být ve vztahu k tomuto úkolu, který je přímo ovlivněn tréninkovým režimem, což je provedení chůze (Lau a Mak, 2011, pp. 709-713).

Jedna z výhod tréninku chůze na chodícím pásu je možnost tréninku do kopce (z angl. uphill training) a z kopce (z angl. downhill training), jehož signifikantní přínos ve zlepšení shledali Carda, Invernizzi, Baricich, et al. (2013, pp. 932-938) u pacientů s Parkinsonovou nemocí a s CMP, napomáhá totiž excentricky kontrahovat svaly kolenního kloubu a napřimuje trup (Carda, Invernizzi, Baricich, et al., 2013, pp. 932-938).

Chodící pás se v rámci tréninku chůze majoritně používá jako BWSTT, dále je součástí robotického tréninku chůze a chůze s virtuální realitou (řešení kognitivního úkolu) (Albert a Kesselring, 2011, p. 9).

3.1 BWSTT

Při BWSTT dochází k zajištění pacienta v závěsném systému, který mu umožňuje odlehčení tělesné hmotnosti (tzv. body-weight support, BWS) zatímco chodí na chodícím pásu. BWS poskytuje pacientovi také jistotu a tím se může plně a bez obav koncentrovat na provedení kroku. BWSTT je také vhodným tréninkem pro těžce postižené pacienty. BWSTT dovoluje jedinci trénink chůze vybranou rychlostí po zvolenou dobu. Prostřednictvím nastavitelné rychlosti pásu, času, vzdálenosti a procenta BWS se dokáže přizpůsobit individuálním potřebám pacienta a modifikovat jeho tréninkový plán (Aaslund, 2013, p. 279).

Podle Shepherd a Carr (1999, p. 172) dochází při chůzi na chodícím pásu s využitím podpory BWS k významnému ovlivnění celého krokového cyklu (nejen izolovaných komponent), dále ke zvýšení rychlosti a vytrvalosti během chůze, ke zlepšení kardiovaskulární zdatnosti a zejména vede k možnosti velkého počtu opakování.

BWSTT podněcuje i strategii chůze, která je potřebná ke zlepšení nezávislé chůze (Aaslund, 2013, p. 279). Tréninkem na chodícím pásu se pacient snaží dosáhnout

fyziologického, ekonomického a také zautomatizovaného provedení chůze (Lippert-Grüner, 2005, p. 113).

Mezi obecné zásady jedné tréninkové jednotky na chodícím pásu patří to, že trénink by měl být koncipován tak, že během tréninkových částí jsou včleněny také fáze odpočinkové. Tento princip je důležitý, aby se pacient příliš neunavil. Důležitý je během tréninku zejména fyziologický pohyb paží (kontralaterálně k pohybu dolních končetin), který značně napomáhá automatizaci chůze. Terapeut při chůzi pacientovi asistuje, tak aby bylo dosaženo optimálního vzoru chůze, stability a symetrie v průběhu krokového cyklu. Množství této podpory se v průběhu tréninku zmenšuje a postupně má pacient dosáhnout delší vzdálenosti za kratší čas. U pacientů, kteří ještě nikdy na pohyblivém chodníku nestáli, má být tento trénink prováděn denně, při možnosti vyšší zátěže pacienta i dvakrát za den (Burnfield et al., 2016, pp. 22-27; Lippert-Grüner, 2005, p. 117).

3.1.1 BWSTT v porovnání s chůzí v terénu

Aaslund (2013, p. 279) ve své studii uvádí, že trénink chůze na BWSTT je podobný s tréninkem chůze v terénu, avšak existují jisté odlišnosti, které uvádí Gál et al. (2015, p. 110).

Liší se tím, že BWSTT se zaměřuje se na vysokou intenzitu tréninku a na zahájení pohybu, který neudává jedinec, ale je daný pohonem pásu; právě start je pro pacienta často problematický. Dále se BWSTT zaměřuje na provedení pohybu, kdy každý krok je stejný a pacient nemusí dávat pozor na nerovnosti povrchu a jiné rušivé faktory běžně se vyskytující v terénu. BWSTT lze také kombinovat s prostředky virtuální reality ke zvýšení motivace pacienta (Gál et al., 2015, p. 110; Lippert-Grüner, 2005, p. 113).

Tréninkem na chodícím pásu je také dosaženo vyššího počtu kroků během jednoho tréninkového sezení v porovnání s chůzí v terénu (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014, p. 7).

Nicméně Shepherd a Carr (1999, p. 172) uvádí, že hlavním rozdílem mezi chůzí na chodícím páse a chůzí v terénu je odlišná vizuální a kinestetické informace, kterou jedinec obdrží. Jakmile je tedy jedinec schopný chodit bez podpory, trénuje chůzi v přirozeném prostředí s různými cíly (např.: nesení předmětů při chůzi vyžadující trénink rovnováhy).

4 Diskuse

Hlavním funkčním následkem CMP je ztížená chůze. U 23-37 % jedinců po CMP lze sledovat nezávislou chůzi během prvního týdne, 50-80 % jedinců je schopných samostatné chůze po třech týdnech a po šesti měsících od ataky až 85 % jedinců (Onley, Richards, 1996, p. 136). Obnova schopnosti a kvality chůze je jedním z hlavních rehabilitačních cílů u pacientů po CMP, umožňuje totiž nezávislost na okolí a plné zařazení jedince zpět do společnosti (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 136).

V rámci ucelené rehabilitační péče o pacienty po CMP je však třeba se zaměřit na trénink nejen pohybových poruch, ale i poruch sensorických, kognitivních, fatických a poruch řeči. Časnost rehabilitační terapie má určující význam pro celkovou efektivitu terapie, jelikož přispívá k anatomicko-fyziologické reorganizaci mozku a jejím prostřednictvím je možné snížit rozvoj patologických pohybových vzorů, které se objevují na základě abnormálního svalového tonu (Ivanenko, Cappellini, Solopova, 2013, p. 1; Burget, 2015, pp. 70-71).

V rámci tréninku chůze u pacientů po CMP je nezbytné zaměřit se na obnovu biomechaniky trupu, pánve a dolních končetin, zlepšení symetrie, přenos váhy na postiženou stranu a usilovat především o energeticky úspornou chůzi (Yavuzer, 2006, p. 13).

V současné době existuje široká evidence, že intenzivní, opakující se a na úkol zaměřený trénink může vést ke zlepšení rehabilitace chůze. Jedním z příkladů tohoto typu tréninku je také trénink na chodícím pásu (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014, p. 7).

U pacientů s nekompletní spinální lézí, kteří mají částečně zachovány motorické funkce pod místem této léze a u kterých je potenciál ke zlepšení lokomočních funkcí, je terapie na chodícím pásu vhodná, avšak názory na jeho použití u pacientů po CMP se různí (Burnfield et al., 2016, pp. 17-18).

Burnfield et al. (2016, pp. 17-18) uvádí, že chodící pás s BWS je prostředkem k facilitaci obnovy schopnosti chůze a k vyvolání aktivně závislé neuroplasticity, která následuje po neurologickém poškození. Lau a Mak (2011, pp. 709-713) uvádí, že spontánní průběh motorické obnovy přispívá k 50 % celkové pohybové obnovy v průběhu prvních dvou týdnů po atace a až k 80 % v průběhu jednoho měsíce. Chodící pás dle Harkema et al. (1997, in Liu et al., 2014, p. 1-2) může snížením zátěže na dolní končetiny, umožnit lumbosakrální spinální míše modulaci eferentního výstupu, který může facilitovat generování kroků.

Diskusní část se proto blíže zabývá terapií chůze na chodícím páse a terapií chůze na páse se současným použitím BWS u pacientů v akutní a subakutní fázi po CMP, zejména pak efektivitou této intervence na časoprostorové parametry chůze, symetrii krokového cyklu, stabilitu ve stoji a schopnost nezávislé chůze.

Hlavním cílem diskusní části práce je srovnat výsledky nalezených studií (viz Tab. 1, p. 27; Tab. 2, pp. 31-32).

Limitem je obecně nízký počet studií a review, které by se zabývaly studiem efektivity chodícího pásu s BWS anebo bez BWS jako terapeutické intervence v akutní fázi po CMP. Jednou z možných příčin nízkého výskytu studií je značná rozbíhavost v přesném vymezení doby trvání akutní fáze po CMP (mimo jiné i subakutní fáze) (Burnfield et al., 2016, pp. 17-18).

Pro akutní fázi po iktu jsou nejčastěji uváděna následující časová rozmezí: první dva týdny od ataky (Aaslund et al., 2013, p. 282) nebo první měsíc (Burnfield et al., 2016, p. 18; Lau a Mak, 2011, p. 710; McCain et al., 2011, p. 431) Čím více se sníží tolerance pro vymezení období akutní fáze po CMP, tím více vzniká studií o intervencích chodícím pásem v subakutní fázi po CMP.

Pro subakutní fázi po atace jsou v prostudovaných studiích nejčastěji uváděna tato období: více než 45 dní od začátku ataky (Cho, Lee, Lee et al., 2015, p. 74; Yamada et al., 2015, p. 1248; Liu et al., 2014, p. 3; Duncan et al., 2011, 2027), Mao et al. (2015, p. 2) dokonce vymezuje toto období již od 18. dne po atace až do 76. den, Høyer et al. (2012, p. 217) ve své studii označil pacienty jako subakutní v rozmezí 3-6. měsíce od začátku ataky.

S ohledem na časovou nejednotnost obou fází po CMP jsou studie v diskusní části práce rozděleny dle studie Tahara-Eckl a Madhavan (2016, p. 26), kteří vymezují akutní fázi po CMP jako období od začátku ataky až po ukončení prvního měsíce a subakutní fázi po CMP definují jako období mezi prvním až třetím měsícem.

4.1 Efektivita chodícího pásu u pacientů v akutní fázi po CMP

Následuje tabulka, kde jsou přehledně uvedeny nalezené studie (seřazeny vzestupně dle roku publikování) pro pacienty v akutní fázi po CMP. Dosažené výsledky jsou dále diskutovány.

Tab. 1 Souhrn použitých studií a jejich výsledků u pacientů v akutní fázi CMP (vlastní tabulka)

Autor (rok)	Počet pacientů CMP	Typ terapie	Rozsah terapie	Klinické testy	Signifikantní změněné						
					Časoprostorové charakteristiky chůze				↑ symetrie krokového cyklu	↑ stabilita ve stoji	↑ K-V kondice
					↑ rychlost	↑ kadence	↑ délka kroku	↑ délka dvojkroku			
McCain et al. (2011)	18	BWSTT	- -	6 min. test	x				x	x	
Lau a Mak (2011)	26 13/13	TT + vzrůstající rychlost/ TT + konst. rychlost	10 ter. 2 týdny	10 m test, Berg Balance Scale	x			x		x	
Aaslund et al. (2013)	44	TT s BWS 20 % a 40 % + chůze v terénu	- -	10 m test	x	x	x				
MacKay-Lyons et al. (2013)	45 22/23	BWSTT + konvenční terapie/ konvenční terapie	48 ter. 12 týdnů	6 min. test, 10 m test, Berg Balance Scale	x					x	x
Burnfield et al. (2016)	10	BWSTT	4 ter.	Berg Balance Scale, EMG				x	x		

Legenda (Tab. 1): BWS – Body Weight Support; BWSTT – Body Weight Support Treadmill Therapy; CMP – cévní mozková příhoda; konst. - konstantní; sk. – skupina; sv. – svalové; ter. – terapie; TT – Treadmill Training

4.1.1 Vliv pásu na časoprostorové parametry chůze

4.1.1.1 Rychlost

K výraznému zvýšení rychlosti chůze došlo ve studii McCain et al. (2011, pp. 428-436) po použití BWSTT s počáteční množstvím BWS 30 %, které se v průběhu tréninku snížilo

na hodnotu 10 %. Všichni jedinci, kteří se zúčastnili této studie, dosáhli některé úrovně z tzv. classification of community ambulation in the stroke population (klasifikace funkční chůze u pacientů po CMP dle Perry et al. (1995, pp. 982-989)) z toho 12 jedinců úrovně nejvyšší (viz Tab. 1, p. 27).

Zlepšení rychlosti nastalo také po aplikaci rychlostně závislého tréninku na chodícím pásu (z angl. speed-dependent treadmill training) ve studii Lau a Mak (2011, pp. 709-713), které se zúčastnili pacienti se zahájením tréninku přibližně 12,6. den po atace. Dalším výrazně zlepšeným parametrem studie byla délka dvojkroku. Výsledky tato studie porovnává se studií Pohl et al. (2002, pp. 553-558), kde zvýšení rychlosti chůze a délky kroku u pacientů, kteří trénink zahájili přibližně 113,4. den po začátku ataky, nebylo tak výrazné. Lepší dosažené výsledky vysvětlují Lau a Mak (2011, pp. 709-713) odlišnou dobou zahájení intervence od počátku ataky v návaznosti na procesy spontánní obnovy a také nižší úroveň počáteční mobility pacientů. Studie dospěla k závěru, že rychlostně závislý trénink na chodícím pásu poskytuje lepší obnovu pohybu po atace než trénink s konstantní rychlostí, avšak není známý dlouhodobý účinek (viz Tab. 1, p. 27).

Studie Aaslund et al. (2013, pp. 278-289) udává, že se zvyšující se kadencí a/nebo délkou kroku dochází ke zvyšování rychlosti chůze (viz Tab. 1, p. 27). Autoři dále uvádí, že 20 % i 40 % BWS vedlo při tréninku na chodícím pásu k vyšší časoprostorové koordinaci mezi rychlostí a vzorem chůze s nižší kadencí, zejména při velké rychlosti chůze.

Studie MacKay-Lyons et al. (2013, pp. 647-651) zjistila, že dosažená rychlost v rámci tréninku BWSTT v kombinaci s konvenční terapií je zachována i po skončení terapie, a to s odstupem 6. a 12. měsíce, kdy proběhlo kontrolní měření.

4.1.1.2 Kadence

Aaslund et al. (2013, pp. 278-289) ve své studii zjistili, že všechny časoprostorové parametry chůze mimo kadenci, anterioposteriorní symetrii trupu a délky kroku se zvýšily při tréninku na chodícím pásu s BWS (20 % nebo 40 %) a chůzi v terénu. Zvýšení kadence však nastalo až se zvyšující se rychlostí (testování při pomalé, pohodlné a rychlé rychlosti). Ze studie vyplývá, že změna rychlosti chůze měla větší efekt než změna množství BWS na časoprostorové parametry chůze (viz Tab. 1, p. 27).

V předchozí studii Aaslund a Moe-Nilssen (2008, pp. 303-308) na zdravých jedincích zjistili, že při tréninku na chodícím pásu bez BWS dochází ke zvýšení kadence a snížení délky kroku, což vede ke snížení časoprostorové koordinace mezi rychlostí a vzorem chůze jedinců chodících na pásu v porovnání s jedinci chodících v terénu. Autoři studie vysvětlují zkrácení

délky kroku tím, že jedinec musí neustále upravovat pozici svého těla na dozadu se pohybujícím pásu, aby se udržel uvnitř vyhrazeného prostoru.

4.1.1.3 Délka kroku

Mimo studii Aaslund et al. (2013, pp. 278-289), kde s množstvím BWS 20 % a 40 % při tréninku na chodícím pásu byl pozorován také trend k prodloužení kroku, nebyly ve studiích nalezeny záznamy o signifikantnější změně v délce kroku (viz Tab. 1, p. 27).

4.1.1.4 Délka dvojkroku

Ke změně v délce dvojkroku došlo nejen ve studii Lau a Mak (2011, pp. 709-713) zmíněné v textu výše (viz p. 28), ale také ve studii Burnfield et al. (2016, pp. 22-27), kde byl jako intervence použit chodící pás v kombinaci s množstvím BWS max. 30 %. Sledování změny dvojkroku proběhlo v různých předem nastavených rychlostech (od 0,5 po 2,0 mph). Studie dospěla k závěru, že pro dosažení prodloužení dvojkroku je nejvhodnější rychlost 2,0 mph (viz Tab. 1, p. 27).

4.1.2 Vliv pásu na symetrii krokového cyklu

Vzor chůze u pacientů po atace je charakteristický krátkou švihovou fází. Při chůzi na chodícím pásu může rychlá extenze v kyčelním kloubu paretické dolní končetiny facilitovat reflexně flexi v tomto kloubu. Chůze s větší flexí v kyčelním kloubu může vést k prodloužení švihové fáze, ke zvětšení dvojkroku a k symetričtějšímu a efektivnímu vzoru chůze (Lau a Mak, 2011, pp. 709-713).

Snaha o symetrii je dle studie McCain et al. (2011, pp. 428-436) přínosná, mění totiž biomechaniku chůze již během brzkého začátku rehabilitace a mění vzor chůze na stabilnější. Symetrie byla sledována při použití intervence BWSTT (s postupným snížením BWS z 30 % na 10 %). Studie dále referuje snížení množství pádů a nutnosti použití pomůcky při chůzi v období 6. měsíce po atace (viz Tab. 1, p. 27).

Dle Burnfield et al. (2016, pp. 22-27) vede k symetrizaci krokového cyklu BWSTT (s množstvím BWS max. 30 %), příznivě totiž ovlivňuje dobu trvání fáze jedné opory na paretické dolní končetině (viz Tab. 1, p. 27). K facilitaci optimálního vzoru chůze dopomohl nejen systém BWS, ale zároveň terapeuti, kteří při chůzi asistovali. Nejlepší mezikončetinová symetrizace nastala při rychlosti 2,0 mph (byla dosažena nejsymetričtější švihová fáze krokového cyklu). Při této rychlosti došlo také k signifikantně

lepší EMG aktivitě některých svalů postižené a nepostižené dolní končetiny a subjektivně vnímaného usilovnějšího tréninku ve srovnání s pomalejšími rychlostmi.

4.1.3 Vliv pásu na stabilitu ve stoji

McCain et al. (2011, pp. 428-436) udávají, že zlepšením symetrie krokového cyklu lze dosáhnout zlepšení stability ve stoji a při chůzi (viz Tab. 1, p. 27).

Studie Lau a Mak (2011, pp. 709-713) zjistila, že rychlostně závislý trénink na chodícím pásu vede k lepší stabilitě, avšak výsledky byly dosaženy i u skupiny trénující konstantní rychlostí (viz Tab. 1, p. 27). Autoři studie také dodávají, že je obtížné izolovat nějaký konkrétní aspekt, který by mohl být odpovědný za zlepšení stability při tréninku chůze na chodícím pásu.

MacKay-Lyons et al. (2013, pp. 647-651) pozorovali zlepšení stability při intervenci BWSTT v kombinaci s konvenční terapií (viz Tab. 1, p. 27).

4.1.4 Vliv pásu na kardiovaskulární kondici

Studie MacKay-Lyons et al. (2013, pp. 647-651), kde tréninkový protokol byl sestaven dle předcházející studie MacKay-Lyons a Makrides (2002, pp. 1378-1383), vykazala klinicky významnější výsledky v kardiovaskulární kondici po intervenci BWSTT v kombinaci s konvenční terapií než po absolvování samotné konvenční terapie. Naměřené výsledky byly udrženy i s odstupem 6. a 12. měsíce při kontrolním měření. Autoři také shledali, že časový interval mezi začátkem ataky a započítáním terapie a její intenzitou jsou prediktivní ke zlepšení kardiovaskulární zdatnosti po tréninku. BWSTT je studií MacKay-Lyons et al. (2013, p. 651) hodnocena jako efektivní intervence zlepšující nejen kardiovaskulární zdatnost, ale i celkovou schopnost chůze (viz Tab. 1, p. 27).

4.2 Efektivita chodícího pásu u pacientů v subakutní fázi po CMP

Následuje tabulka, kde jsou přehledně uvedeny prostudované studie (seřazeny vzestupně dle roku publikování) pro pacienty v subakutní fázi po CMP. Dosažené výsledky jsou dále diskutovány.

Tab. 2 Souhrn použitých studií a jejich výsledků u pacientů v subakutní fázi CMP (vlastní tabulka)

Autor (rok)	Počet pacientů CMP	Typ terapie	Rozsah terapie	Klinické testy	Signifikantní změněné								
					Časoprostorové charakteristiky chůze				↑ symetrie krokového cyklu	↑ stabilita ve stoji	↑ K-V kondice	↑ schopnost nezávislé chůze	
					↑ rychlost	↑ kadence	↑ délka kroku	↑ délka dvojkroku					
Dean et al. (2010)	126 64/62	BWSTT/ konvenční terapie chůze v terénu	5 ter./ týden *	10 m test, 6 min. test	x			x					x
Ada et al. (2010)	126 64/62	BWSTT/ konvenční terapie chůze v terénu	5 ter./ týden *	-									x
Duncan et al. (2011)	408 139/143/ 126	BWSTT/ BWSTT/ konvenční terapie	36 ter. 12-16 týdnů	10 m test, 6 min test, Berg Balance Scale	x	x				x			x
Høyer et al. (2012)	60 30/30	BWSTT/ konvenční terapie chůze v terénu + kondiční trénink	30 ter. -	10 m test, 6 min. test	x				x				
Chung a Lee (2013)	4 2/2	TT + konvenční trénink/ konvenční trénink	12 ter. TT 20 ter. konvenčního tréninku 4 týdny	TUG test, GAITRite test	x		x	x		x			
Chen, Chen a Li (2013)	12 7/5	BWSTT/ konvenční trénink	15 ter. 3 týdny	Fugl-Meyer assment scale, Modified Ashworth Scale	x								
Lee, Lee a Lee	26	BWSTT + konvenční	12 ter. TT 20 ter.	Berg Balance	x	x	x			x			

(2013)	14/12	trénink/ TT + konvenční trénink	konvenčního tréninku 4 týdny	Scale, GAITRite test									
Lee (2015)	61 31/30	TT + vysoká rychlost/ TT + postupné zvyšování rychlosti	20 ter. 5 týdnů	TUG Test, 10 m test, 6 min. test		x	x						
Mao et al. (2015)	24	BWSTT + virtuální realita/ konvenční terapie	15 ter. 3 týdny	-					x				
Liu et al. (2014)	15 8/7	BWSTT + konvenční terapie/ konvenční trénink	15 ter. 3 týdny	Sv. síla, 10 m test, Modified Ashworth Scale	x								
Kim et al. (2014)	55	TT	- 4 týdny	6 min. test, Motricity Index	x							x	
Cho, Lee a Lee (2015)	20 10/10	BWSTT + kopání do míče/ BWSTT	- 5 týdnů	Berg Balance Scale, měření sv. síly, TUG Test, 10-m test	x					x			
Na, Kim a Lee (2015)	24 12/12	TT s HIF/ TT	24 ter. 8 týdnů	Time Up and Go Test, skóre, Berg Balance Scale	x	x		x		x			
Mao et al. (2015)	24 12/12	BWSTT/ konvenční trénink	15 ter. 3 týdny	Brunel balance assessment, Fugl-Meyer assessment scale	x	x	x	x		x			
Park et al. (2015)	30 15/15	BWSTT + konvenční trénink/ konvenční trénink	30 ter. TT 20 ter. konvenčního tréninku 4 týdny	Funkční klasifikace chůze; 10-m test, GAITRite test	x		x		x				
Yamada et al. (2015)	39	TT s držení se madel + konvenční terapie	2 ter. TT (ve 2. a 6. týdnu)	10 m test	x								

* trénink ukončen po dosažení nezávislé chůze

Legenda (Tab. 2): ADL – Activity Daily Living; BWS – Body Weight Support; BWSTT – Body Weight Support Treadmill Therapy; CMP – cévní mozková příhoda; DK – dolní končetina; HIF - Horizontal Impeding Force; KOK – kolenní kloub;

KYK – kyčelní kloub; paret. – paretická; sk. – skupina; sv. – svalové; ter. – terapie; TT – Treadmill Therapy; TUG – Time Up and Go Test;

4.2.1 Vliv pásu na časoprostorové parametry chůze

4.2.1.1 Rychlost

Review Polese et al. (2013, pp. 73-80) hodnotila rychlost chůze a ušlou vzdálenost během 10 m testu a 6 min testu chůze. Porovnávala výsledky 9 studií zahrnujících 977 jedinců po CMP. Review zjistila, že není žádný statisticky signifikantní rozdíl v těchto dvou sledovaných parametrech po tréninku na chodícím pásu bez BWS a terapií chůze v terénu. Jedinci, kteří by v rámci tréninku potřebovali BWS byli vyřazeni. Review dále uvádí, že parametry tréninku chůze jako je rychlost, trvání a sklon běžeckého pásu, by měli být nastaveny individuálně k zajištění vhodného tréninkového prostředí se zpětnou vazbou o ušlé vzdálenosti a množstvím vykonané práce.

Review Dickstein (2008, pp. 649-660) udává, že rychlost chůze je hlavním ukazatelem výkonu chůze po CMP a široce přijímaným kritériem pro stanovení přínosu léčby chůze je zisk v rychlosti. Review porovnávala různé terapeutické přístupy a zjistila, že výsledky v terapii rychlosti jsou do značné míry podobné. Review také shledala, že konvenční terapie je přinejmenším stejně tak účinná jako intervence chodícím pásem.

Ve studii Dean et al. (2010, pp. 98-102) se rychlost chůze zvýšila po BWSTT a dosažené výsledky v rychlosti byly lepší než u kontrolní skupiny trénující chůzi v terénu. Lepší výsledek po intervenci BWSTT nastal také v 6 min. testu chůze (viz Tab. 2, p. 31).

Studie Duncan et al. (2011, pp. 2027-2035) zaznamenala signifikantnější zlepšení rychlosti chůze při terapii na chodícím pásu s BWS u dvou skupin, a to u skupiny se začátkem tréninku 2. měsíc po atace „brzký trénink“ a 6. měsíc po atace „pozdní trénink“ (viz Tab. 2, p. 31). Nicméně, změny v rychlosti chůze nastaly také u konvenčně trénující skupiny, studie tedy došla k závěru, že trénink chůze na chodícím pásu s BWS není nadřazený konvenční terapii.

Ve studii Høyer et al. (2012, pp. 210-219) očekávali, že BWSTT bude mít lepší výsledky než konvenční terapie, avšak nastalo stejné podstatné zlepšení chůze u obou intervencí, zejména v rychlosti chůze, opakování krokových cyklů a vytrvalosti (viz Tab. 2, p. 31). Někteří jedinci sice dokázali výrazně zvýšit rychlost chůze, avšak za předpokladu, že se drželi zábradlí u pásu, které jim dopomohlo udržet rovnováhu.

Studie Chung a Lee (2013, pp. 39-42) zjistila výraznější zvýšení rychlosti chůze po terapii chůze na chodícím pásu v kombinaci s konvenčním tréninkem než po samotné terapii konvenčním tréninkem (viz Tab. 2, p. 31).

Ve studii Chen, Chen, Li (2013, pp. 1-2) se zlepšila rychlost po intervenci BWSTT (viz Tab. 2, p. 31). Studie také zjistila prostřednictvím ultrazvukového vyšetření změny ve svalovém zpeření m. biceps femoris caput longum a m. rectus femoris u BWSTT skupiny, změny ve svalovém zpeření konvenčně trénující skupiny byly nižší. Znázornění úhlu zpeření m. biceps femoris lze pozorovat na ultrazvukovém snímku (viz Příloha 2, p. 53). Studie Chen, Chen, Li došla k závěru, že BWSTT je účinná metoda nejen v tréninku chůze ale i ve zvýšení svalové síly.

Studie Lee et al. (2013, pp. 105-109) ukazuje, že výsledky v rychlosti chůze jsou u jedinců trénujících na chodícím pásu s BWS lepší než bez něj. Podobné zlepšení nastalo také v délce kroku, kadenci a Berg Balance Scale (viz Příloha 3, p. 54 a Tab. 2, p. 31). Trénink chůze na chodícím pásu s BWS je tedy v subakutní fázi po CMP účinnější intervencí než trénink chůze na chodícím pásu bez BWS. Rychlost chůze se také zvýšila po tréninku na chodícím pásu ve studii Kim et al. (2014, pp. 227-231).

Ve studii Liu et al. (2014, pp. 4-9) nastalo zlepšení rychlosti chůze (hodnoceno 10 m testem) po BWSTT v kombinaci s konvenční terapií (viz Tab. 2, p. 32). Autoři studie mimo jiné zjistili, že po intervenci BWSTT se mění svalová struktura m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis na paretické končetině.

Studie Na, Kim, Lee (2015, pp. 734-735) uvádí zvýšení rychlosti chůze, ale také dalších parametrů chůze jako kadence a délka dvojroku (viz Tab. 2, p. 32). Toto zlepšení nastalo po tréninku chůze na chodícím pásu s vodorovnou bránící silou působící na střed horní části těla (z angl. horizontal impeding force, dále jen HIF). Výsledky prostřednictvím chodícího pásu s HIF byly signifikantnější než při tréninku na holém chodícím pásu. Avšak ve studii chybí údaje o množství HIF a o přesné výšce aplikace, aby byl trénink pro pacienty po CMP opravdu účinný.

Ve studii Yamada et al. (2015, pp. 1249-1250) zjistili, že vysoká tréninková rychlost při chůzi na chodícím pásu může vést ke zvýšení rychlosti chůze (viz Tab. 2, p. 32). Studie totiž vychází z předpokladu, že když pacient zkusí trénink chůze s vysokou rychlostí dříve, než se v rámci jeho zotavení očekává, je možné, aby dosáhl vyšší rychlosti chůze mnohem dříve. Autoři studie navrhují, že tento typ tréninku chůze by měl být proveden u pacientů, kteří při tréninku chůze v terénu chodí nízkou rychlostí anebo u těch, kde vysoká rychlost vede ke značně nestabilní chůzi.

Studie Mao et al. (2015, pp. 4-8) udává zlepšení rychlosti chůze, ale také dalších časoprostorových parametrů jako délka kroku, dvojkroku a kadence po tréninku na BWSTT s množstvím BWS 30-40 % (viz Tab. 2, p. 32). S progresem léčby se množství BWS snižovalo a poslední týden kleslo množství BWS na nulu. Autoři studie zmiňují, že zvýšení rychlosti chůze po terapii BWSTT může souviset se zvýšením rozsahu extenze v kyčli.

4.2.1.2 Kadence

Studie Duncan et al. (2011, pp. 2027-2035) zjistila zlepšení kadence v rámci tréninku chůze na chodícím pásu s BWS, ale také po konvenční terapii (viz Tab. 2, p. 31). Studie proto nehodnotila trénink chůze na chodícím pásu jako nadřazený.

Kadence se dále zlepšila ve studii Lee (2015, pp. 269-276), a to po vysokorychlostním tréninku na chodícím pásu s BWS (viz Tab. 2, p. 32). Účinky této intervence byly srovnávány s postupně se zvyšující rychlostí na pásu bez BWS. Autoři studie dále referují, že po vysokorychlostním tréninku nastalo také zlepšení v 10 m testu, Time Up and Go Testu a 6 min. testu chůze.

4.2.1.3 Délka kroku

Délka kroku se zlepšila ve studii Park et al. (2015, pp. 1603-1606), a to při tréninku na BWSTT s množstvím BWS 30-40 % a v kombinaci s konvenčním tréninkem. Bylo pozorováno také výraznější zlepšení rychlosti chůze uvedenou intervencí v porovnání s holým konvenčním tréninkem (viz Tab. 2, p. 32). Výsledky této studie ukázaly, že oba přístupy jsou v terapii chůze po CMP účinné, ačkoli efektivnější je jejich kombinace.

Studie Lee (2015, pp. 269-276) zjistila, že pacienti trénující vysokou rychlostí při tréninku na chodícím pásu s BWS musí vyvinout v předšvihové fázi krokového cyklu více síly, což má efekt na prodloužení kroku. Studie dále uvádí, že vysokorychlostní trénink na pásu zvýší neurální vstup do dolních končetin a evokuje inkrementy v excitační síti motoneuronů, které mohou vést k pozitivním změnám v parametrech chůze.

4.2.1.4 Délka dvojkroku

Ve studii Dean et al. (2010, pp. 98-102) zjistili prodloužení délky dvojkroku po BWSTT v porovnání s chůzí v terénu (viz Tab. 2, p. 31). V 6. měsíci od ukončení studie bylo také prokázáno, že BWSTT zlepšuje kapacitu a percepce chůze.

Výsledkem studie Chung a Lee (2013, pp. 39-42) byla výrazně zlepšená délka dvojkroku a kroku u skupiny trénující na chodícím pásu v kombinaci s konvenčním tréninkem ve srovnání s konvenčně trénující skupinou (viz Tab. 2, p. 31).

4.2.2 Vliv pásu na symetrii krokového cyklu

K symetrii krokového cyklu došlo ve studii Høyer et al. (2012, pp. 210-219) při tréninku chůze na BWSTT (viz Tab. 2, p. 31).

Studie Park et al. (2015, pp. 1603-1606) zaznamenala při tréninku na BWSTT s množstvím BWS 30-40 % a v kombinaci s konvenčním tréninkem celkovou symetrizaci krokového cyklu, zejména stejné fáze (viz Tab. 2, p. 32).

V důsledku vysokorychlostního tréninku na chodícím pásu ve studii Lee (2015, pp. 269-276) došlo k výraznému účinku na časoprostorové parametry chůze, avšak symetrie chůze se zhoršila (viz Tab. 2, p. 32). Autoři studie to vysvětlují tím, že délka kroku se na postižené dolní končetině zvýšila, ale na nepostižené straně nikoliv. Dalším podaným vysvětlením bylo, že pacienti na chodícím pásu trénovali především proto, aby chůzi vykonali, než aby dosáhli symetrie.

Mao et al. (2015, pp. 355-364) zjistili symetrizaci chůze následkem snížení sklonu pánve anteriorním směrem po tréninku na chodícím pásu s BWS v kombinaci s virtuální realitou (videa o chůzi v horském terénu, přecházení silnice, chůzi v parku, apod.), která napomohla v napřímení trupu (viz Tab. 2, p. 32). Tato změna nebyla shledána u konvenčně trénující skupiny.

4.2.3 Vliv pásu na stabilitu ve stoji

Studie Chung a Lee (2013, pp. 39-42) hodnotila dynamickou rovnováhu prostřednictvím Time Up and Go Test, jehož skóre bylo lepší u skupiny, která podstoupila terapii na chodícím pásu v kombinaci s konvenčním tréninkem než u skupiny trénující pouze konvenčně (viz Tab. 2, p. 31).

Signifikantní zlepšení rovnováhy nastalo ve studii Mao et al. (2015, pp. 4-8) po tréninku na BWSTT s množstvím BWS 30-40 % (viz Tab. 2, p. 32).

Studie Cho et al. (2015, pp. 76-77) umožnila objasnit vliv dual-task tréninku na rovnováhu, chůzi a svalovou sílu. Dual-task trénink v této studii spočíval v chůzi na chodícím pásu s BWS se současným úkolem ve formě kopání do míčku umístěného v přední části pásu. Po této intervenci nastalo zlepšení klinických testů (viz Tab. 2, p. 32).

Na základě těchto výsledků je dual-task trénink hodnocen jako užitečná metoda, která může vést ke snížení rizika pádů u pacientů po CMP. Autoři užitečnost tréninku vysvětlují tím, že pacient je nucen zvedat paretickou dolní končetinu při chůzi (až do výšky 30 cm). Nicméně není jasné, jak dlouho efekt tréninku vydrží po jeho provedení.

Studie Na, Kim, Lee (2015, pp. 734-735) zjistila, že trénink chůze na chodícím pásu s HIF je také účinnou metodou zlepšující stabilitu. Pacienti byli schopni po ukončení tréninku chodit svižnějším tempem, na delší vzdálenost, také se jim prodloužil dvojkrok a zlepšila kadence (viz Tab. 2, p. 32). Autoři studie předpokládají, že tento typ tréninku lze použít jako jednu z tréninkových metod prevence pádů. Vzhledem k tomu, že pomalá rychlost chůze zvyšuje riziko pádů, zvýšení rychlosti chůze může pomoci v prevenci pádů a schopnosti chůze.

4.2.4 Vliv pásu na kardiovaskulární kondici

Kim et al. (2014, pp. 227-231) ve své studii uvádí, že maximální spotřeba kyslíku (dále jen VO₂max) u zdravých jedinců stejného věku je zhruba 25-30 mL/kg/min a u jedinců po CMP, kteří se zúčastnili této studie, byla hodnota VO₂max 19.7 ± 6.7 mL/kg/min, což představuje zhruba 70 %. Klesne-li maximální spotřeba kyslíku pod 84 %, vždy to značí patologii. Výsledky studie naznačují, že výchozí kardiovaskulární kondice výrazně koreluje s výchozím funkčním stavem a je významným prognostickým faktorem, jde-li o funkční obnovu u pacientů v subakutním stádiu po CMP (viz Tab. 2, p. 32).

4.2.5 Vliv pásu na schopnost nezávislé chůze

Na dosažení nezávislosti chůze se zaměřila review Ada et al. (2010, pp. 153-161). Ta porovnávala výsledky 6 studií u 549 jedinců. V review bylo zjištěno, že mechanicky asistovaná chůze (jako chodící pás, roboticky asistovaná chůze a další elektromechanická zařízení) vedou po 4. až 6. týdnu tréninku k nezávislejší a také rychlejší chůzi v porovnání s konvenční terapií v terénu. Ve dvou ze zahrnutých studií v review byl proveden s odstupem 6. měsíců 6 minutový test chůze, ve kterém dosáhla skupina trénující mechanicky asistovaným způsobem lepších výsledků než konvenční skupina. Autoři review dospěli k závěru, že mechanicky asistovaný trénink je efektivnější než konvenční způsob zejména v dosažení nezávislosti krátce po prodělané CMP.

Ve studii Dean et al. (2010, pp. 98-102) dosáhlo 72 % pacientů (celkový počet pacientů viz Tab. 2, p. 31) po intervenci BWSTT nezávislé chůze s odstupem šesti měsíců po ukončení

tréninku. Nezávislé chůze byla však sledována také u pacientů trénující chůzi v terénu (60 %), ti také dosáhli vyššího skóre v sociální participaci a nižšího množství pádů.

Studie Duncan et al. (2011, pp. 2027-2035) referuje, že 52 % pacientů zúčastněných studie dosáhli funkční úrovně chůze po 1 roce od začátku ataky. Dále bylo sledováno u všech jedinců (viz Tab. 2, p. 32) s ročním odstupem zlepšení každodenních aktivit (z angl. Activity Daily Living, dále jen ADL), mobility a sociální participace a rovnováhy. Nicméně, u skupiny trénující na chodícím pásu již od 2. měsíce od počátku ataky nastalo zlepšení dříve, a to již po 6. měsíci tréninku.

Studie Ada et al. (2010, pp. 1239-1241) zjistila, že dřívější nezávislosti chůze bylo dosaženo po tréninku u skupiny trénující na BWSTT než u skupiny trénující chůzi v terénu (viz Tab. 2, p. 31). Autoři však uvádí, že rozdíl mezi skupinami nevyplývá z typu tréninku, ale z jeho množství a také, že intenzivnější trénink je spojen s lepšími výstupy. Autoři studie také uvádí, že BWSTT je vhodný a bezpečný prostředek pro trénink nezávislé chůze u pacientů po CMP.

4.3 Limity nalezených studií

Mezi limity nalezených studií pro terapii chůze na chodících pásích u pacientů v akutní a subakutní fázi po CMP patří nízký počet sledovaných jedinců a v některých studiích také není uveden rozsah terapie (viz Tab. 1, p. 27; Tab. 2, pp. 31-32). Mezi nalezenými studiemi je velký počet těch, které srovnávají terapii chůze na chodícím pásu s konvenční terapií chůze v terénu. Limitem je dále to, že nebyly mezi nalezenými studiemi ty, které by neprokázaly žádné zlepšení sledovaných parametrů.

V nadcházejících studiích zaměřených na terapii chůze u pacientů po CMP v akutní a subakutní fázi by bylo vhodné zabývat se dlouhotrvajícím efektem některých intervencí ze studií (př.: kopání do míčku během BWSTT nebo intervence chodícího pásu s HIF). Přínosné by mohlo být vytvoření více studií porovnávající homogenní skupinu pacientů a ujednotit období trvání akutní a subakutní fáze. Budoucí studie by se dále mohly více zabývat terapií chůze na chodícím pásu v akutní a subakutní fázi, jelikož těchto studií je daleko méně než pro chronickou fázi po CMP.

Závěr

Hlavním funkčním následkem po CMP je deficit chůze. Zhoršení nastává zejména v časoprostorových parametrech chůze, je narušena symetrie krokového cyklu a stabilita. Chůze je celkově neefektivní a pro pacienta náročná, tím je terapie a obnova chůze pro pacienta po CMP velmi důležitá. Jeden z možných přístupů v terapii chůze je chodící pás, který je dle prostudovaných studií možné využít při terapii chůze jak v akutní, tak subakutní fázi po CMP (viz Tab. 1, p. 27; Tab. 2, pp. 31-32).

Terapií chůze na chodícím pásu u pacientů v akutní fázi po CMP nastalo zejména zvýšení rychlosti a to v kombinaci pásu se systémem BWS. Dalšími signifikantně změněnými parametry v rámci terapie na BWSTT byly kadence, délka kroku a dvojkroku. Ke zvýšení rychlosti a dvojkroku také došlo po aplikaci vysokorychlostního tréninku na chodícím pásu (bez použití BWS), který byl zároveň shledán efektivnějším než trénink s konstantní rychlostí.

Po terapii chůze na BWSTT v akutní fázi nastala dále symetrizace krokového cyklu a zlepšila se stabilita stoje, ta se však zlepšila i prostřednictvím vysokorychlostního tréninku na chodícím pásu (bez použití BWS).

Terapií chůze na chodícím pásu v akutní fázi po atace může dojít nejen ke zlepšení parametrů chůze, ale také kardiovaskulární kondice, která je po atace pokleslá. Dále byl zaznamenaný vliv chodícího pásu na neuroplastické změny a motorickou obnovu po atace.

Terapií chůze na chodícím pásu se u pacientů v subakutní fázi po CMP zlepšily především časoprostorové parametry chůze. Rychlost chůze, kadence, délka kroku a dvojkroku se zlepšily po terapii BWSTT a po kombinaci chodícího pásu s HIF, avšak k nejvyšší efektivitě terapie došlo při kombinaci BWSTT s konvenční tréninkem. Značná efektivita na kadenci a délku kroku byla zaznamenána také po vysokorychlostním tréninku na chodícím pásu.

Symetrie krokového cyklu nastala především po tréninku chůze na BWSTT a také v kombinaci BWSTT s virtuální realitou.

Terapie chůze na chodícím pásu s BWS v kombinaci s úkolem přispěla ke zlepšení stability, tato intervence byla shledána jako účinnější než samotná terapie na BWSTT. U subakutních pacientů po terapii chůze na chodícím pásu bylo pozorováno zlepšení v kardiovaskulární kondice tak jako u akutních pacientů, zde však bez použití BWS.

Referenční seznam

AASLUND M. K., HELBOSTAD J. L., MOE-NILSSEN R. 2013. Walking during body-weight-supported treadmill training and acute responses to varying walking speed and body-weight support in ambulatory patients post-stroke. *Physiotherapy theory and practice*. [online]. 2013; vol. 29, pp. 278-289. ISSN 0959-3985. [cit. 2016-09-09]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23039016>.

AASLUND M. K., MOE-NILSSEN R. 2008. Treadmill walking with body weight support effect of treadmill, harness and body weight support systems. *Gait and posture*. [online]. 2008; vol. 28, pp. 303-308. ISSN 1879-2219. [cit. 2016-11-11]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18343664>.

ADA L., DEAN C. M., MORRIS M. E., et al. 2010. Randomized Trial of Treadmill Walking With Body Weight Support to Establish Walking in Subacute Stroke. *Stroke*. [online]. 2010; vol. 41, pp. 1237-1242. ISSN 1524-4628. [cit. 2016-10-08]. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/41/6/1237.full>.

ADA L., DEAN C. M., VARGAS J., et al. 2010. 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. *Australian Physiotherapy Association*. [online]. 2010; vol. 56, pp. 153-161. ISSN 0004-9514. [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: [http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553\(10\)70020-5/abstract](http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553(10)70020-5/abstract).

ALBERT S. J., KESSELRING J. 2011. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of Neurology*. [online]. 2011; vol. 259, pp. 1-17. ISSN 1432-1459. [cit. 2017-01-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21964750>.

ALI S. J., ANSARI A. N., RAHMAN A., et al. 2014. Post-Stroke Hemiplegic Gait: A Review. *The Pharma Innovation Journal*. [online]. 2014; vol. 3, pp. 36-41. ISSN 2277-7695. [cit. 2016-10-22]. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-14-249>.

AMBLER Z. 2002. *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. 4. vyd. Praha: Karolinum. 2002; p. 157. ISBN 80-246-0080-3.

ARMSTRONG D. M., MARPLE-HORVAT D. E. 1996. Role of the cerebellum and motor cortex in the regulation of visually controlled locomotion. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. [online]. 1996; vol. 74, pp. 443-455. ISSN 1205-7541. [cit. 2016-10-01]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8828890>.

ARYA K. N., PANDIAN S., VERMA S., et al. 2011. Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: a review. *Journal of bodywork and movement therapies*. [online]. 2011; vol. 15, pp. 528-537. ISSN 1532-9283. [cit. 2017-02-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21943628>.

BEYAERT C., VASA R., FRYKBERG G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin.* [online]. 2015; vol. 45, pp. 335-355. ISSN 1769-7131. [cit. 2016-09-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26547547>.

BRANDSTATER M. E., de BRUIN H., GOWLAND C., et al. 1983. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* [online]. 1983; vol. 64, pp. 583-587. ISSN 1532-821X. [cit. 2016-11-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6661021>.

BUMA F., KWAKKEL G., RAMSEY N., et al. 2011. Cortical Plasticity during Motor Learning and Recovery after Ischemic Stroke. *Neural Plasticity.* [online]. 2011; vol. 9, pp. 1-10. ISSN 1687-5443. [cit. 2017-02-11]. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/np/2011/871296/citations/>.

BURNFIELD J. M., BUSTER T. W., GOLDMAN A. J., et al. 2016. Partial body weight support treadmill training speed influences paretic and non-paretic leg muscle activation, stride characteristics, and ratings of perceived exertion during acute stroke rehabilitation. *Human movement Science.* [online]. 2016; vol. 47, pp. 16-28. ISSN 1872-7646. [cit. 2016-09-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26845732>.

CAREY J. R., KIMBERLEY T. J., LEWIS S. M., et al. 2002. Analysis of fMRI and finger tracking training in subjects with chronic stroke. *Brain.* [online]. 2002; vol. 125, pp. 773-788. ISSN 1460-2156. [cit. 2017-02-21]. Dostupné z: <http://www.cmrr.umn.edu/~eja/Papers/brain-02.pdf>.

CARDA S., INVERNIZZI M., BARICICH A., et al. 2013. Does altering inclination alter effectiveness of treadmill training for gait impairment after stroke? A randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation.* [online]. 2013; vol. 27, pp. 932-938. ISSN 1477-0873. [cit. 2016-09-09]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23798746>.

CRAMER S. C., SUR M., DOBKIN B. H., et al. 2011. Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain.* [online]. 2011; vol. 134, pp. 1591-1609. ISSN 1460-2156. [cit. 2017-02-10]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article/134/6/1591/369496/Harnessing-neuroplasticity-for-clinical>.

de OLIVEIRA V. B., CARNEIRO S. P., de OLIVEIRA L. F. 2016. Reliability of biceps femoris and semitendinosus muscle architecture measurements obtained with ultrasonography. *Research on Biomedical Engineering.* [online]. 2016; vol. 32, pp. 365-371. ISSN 2446-4740. [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402016000400365.

DEAN C. M., ADA L., BAMPTON J., et al. 2010. Treadmill walking with body weight support in subacute non-ambulatory stroke improves walking capacity more than overground walking: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy.* [online]. 2010;

vol. 56, pp. 97-103. ISSN 1836-9553. [cit. 2016-10-08]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955310700394>.

DICKSTEIN R. 2008. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. *Neurorehabilitation and neural repair*. [online]. 2008; vol. 22, pp. 649-660. ISSN 1552-6844. [cit. 2017-02-16]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18971380>.

DREW T., ANDUJAR J. E., LAJOIE K., et al. 2008. Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking. *Brain research reviews*. [online]. 2008; vol. 57, pp. 199-211. ISSN 1872-6321. [cit. 2016-11-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17935789>.

DUNCAN P. W., SULLIVAN K. J., BEHRMAN A. L., et al. 2011. Body-Weight-Supported Treadmill Rehabilitation after Stroke. *The New England Journal of Medicine*. [online]. 2011; vol. 364, pp. 2026-2036. ISSN 1533-4406. [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa1010790#t=article>.

ENOKA R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement – 4th ed.* Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; pp. 276-285. ISBN 0-7360-6679-9.

GAGE J. R. 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press. 1991; pp. 61-98. ISBN 0-521-412773.

GÁL O., HOSKOVCOVÁ M., JECH R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. 2015; vol. 22, pp. 101-127. ISSN 1803-6597. [cit. 2017-02-12]. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=a2fed6da-719c-4888-a3dd-2e0cd319fac9%40sessionmgr4007&vid=0&hid=4211>.

GROSS J. M., FETTO J., ROSEN E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu 2. vydání*. Praha: Triton. 2005; pp. 556-558. ISBN 80-7254-720-8.

HØYER E., JAHNSEN R., STANGHELLE J. K., et al. 2013. Body weight supported treadmill training versus traditional training in patients dependent on walking assistance after stroke: a randomized controlled trial. *Diability & Rehabilitation*. [online]. 2013; vol. 34, pp. 210-219. ISSN 0963-8288. [cit. 2016-11-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21954995>.

HSU A. L., TANG P. F., JAN M. H. 2003. Analysis of Impairments Influencing Gait Velocity and Asymmetry of Hemiplegic Patients After Mild to Moderate Stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2001; vol. 84, pp. 1185-1193. ISSN 1532-821X. [cit. 2016-10-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12917858>.

CHEN K., CHEN N., LI L. 2013. Changes of thigh muscle architecture after body weight support treadmill training on person after subacute stroke. *BioMed Research International*. [online]. 2013; vol. 24, pp. 1-11. ISSN 2314-6141. [cit. 2016-10-10]. Dostupné z: <https://isbweb.org/images/conferences/isb-congresses/2013/oral/cb-cp-stroke-spasticity.02.pdf>.

CHO J., LEE E., LEE S., et al. 2015. Effects of body weight-supported treadmill training combined with ball-kicking on balance and gait of subacute stroke patients. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. [online]. 2015; vol. 4, pp. 73-78. ISSN 2287-7584. [cit. 2016-10-03]. Dostupné z: <https://www.e-sciencecentral.org/articles/SC000013158>.

CHUNG J., LEE B. 2013. The effects of treadmill training on dynamic balance and gait function in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. [online]. 2013; vol. 2, pp. 39-43. ISSN 2287-7584. [cit. 2016-11-16]. Dostupné z: <https://www.e-sciencecentral.org/articles/SC000006425>.

IJSPEERT A. J. 2008. Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review. *Neural Networks*. [online]. 2008; vol. 21, pp. 642–653. ISSN 1879-2782. [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~hgeyer/Teaching/R16-899B/Papers/Ijspeert08NeuralNEtworks.pdf>.

IVANENKO Y. P., CAPPELLINI G., SOLOPOVA I. A., et al. 2013. Plasticity and modular control of locomotor patterns in neurological disorders with motor deficits. *Frontiers in computational neuroscience*. [online]. 2013; vol. 7, pp. 1-11. ISSN 1662-5188. [cit. 2016-10-01]. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fncom.2013.00123/full>.

KIM B. R., HAN E. Y., JOO S. J., et al. 2014. Cardiovascular fitness as a predictor of functional recovery in subacute stroke patients. *Disability and rehabilitation*. [online]. 2014; vol. 36, pp. 227-231. ISSN 1464-5165. [cit. 2016-09-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23594057>.

KLEIM J. A., JONES T. A. 2008. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of speech, language, and hearing research : JSLHR*. [online]. 2008; vol. 51, pp. 225-239. ISSN 1558-9102. [cit. 2017-02-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18230848>.

KOLÁŘ P., et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009; p. 48, 50. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRÁLÍČEK P. 2011. Úvod do speciální neurofyziologie. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Nakladatelství Galén. 2011; pp. 107. ISBN 978-80-7262-618-2.

LATASH M. L. 2008 *Neuropsychological basis of movement 2nd ed*. Champaign, IL: Human Kinetics. 2008; pp. 221-228. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LAU K. W., MAK M. K. 2011. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of rehabilitation medicine*. [online]. 2011; vol. 43, pp. 709-713. ISSN 1651-2081. [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/html/10.2340/16501977-0838>.

LEE I. H. 2015. Does the speed of the treadmill influence the training effect in people learning to walk after stroke? A double-blind randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. [online]. 2015; vol. 29, pp. 269-276. ISSN 1477-0873. [cit. 2016-09-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25027443>.

LEE B. J., LEE H. J., LEE W. H. 2015. The effects of intensive gait training with body weight support treadmill training on gait and balance in stroke disability patients: a randomized controlled trial. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. [online]. 2015; vol. 2, pp. 104-110. ISSN 2287-7584. [cit. 2016-09-22]. Dostupné z: <https://www.e-sciencecentral.org/articles/SC000006418>.

LEVINE D., RICHARDS J., WHITTLE M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis 5th Edition*. Elsevier. London: Churchill Livingstone Elsevier. 2012; pp. 82, 136-139. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LIPPERT-GRÜNER M. 2005. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén, 2005; pp. 113, 117. ISBN 80-7262-317-6.

LIU P., WANG Y., HU H., et al. 2014. Change of muscle architecture following body weight support treadmill training for persons after subacute stroke: evidence from ultrasonography. *BioMed Research International*. [online]. 2014; vol. 24, pp. 1-11. ISSN 2314-6141. [cit. 2016-10-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3982255/>.

MACKAY-LYONS M. J., MAKRIDES L. 2002. Cardiovascular stress during a contemporary stroke rehabilitation program: Is the intensity adequate to induce a training effect? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2002; vol. 83, pp. 1378-1383. ISSN 1532-821X. [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)00055-2/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)00055-2/abstract).

MACKAY-LYONS M., McDONALD A., MATHESON J., et al. 2013. Dual Effects of Body-Weight Supported Treadmill Training on Cardiovascular Fitness and Walking Ability Early After Stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. [online]. 2013; vol. 27, pp. 644-653. ISSN 1552-6844. [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1545968313484809>.

MAO Y., CHEN P., LI L., et al. 2015. Changes of pelvis control with subacute stroke: A comparison of body-weight- support treadmill training coupled virtual reality system and over-ground training. *Technol Health Care*. [online]. 2015; vol. 23, pp. 355-364. ISSN 1878-7401. [cit. 2016-09-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26410502>.

- MAO Y. R., LO W. L., LIN Q., et al. 2015. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *BioMed Research International*. [online]. 2015; vol. 16, pp. 1-10. ISSN 2314-6141. [cit. 2016-10-21]. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/175719/>.
- McCAIN K. J., SMITH P. S., POLO F. E., et al. 2011. Excellent outcomes for adults who experienced early standardized treadmill training during acute phase of recovery from stroke: a case series. *Top Stroke Rehabil*. [online]. 2011; vol. 18, pp. 428-436. ISSN 1945-5119. [cit. 2016-10-07]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21914608>.
- MEHRHOLZ J, POHL M, ELSNER B. 2014. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. [online]. 2014; vol. 1, pp. 1-201. ISSN 1469-493X. [cit. 2016-09-23]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002840.pub3/full>.
- NA K. P., KIM Y. L., LEE S. M. 2015. Effects of gait training with horizontal impeding force on gait and balance of stroke patients. *Journal of physical therapy science*. [online]. 2015; vol. 27, pp. 733-736. ISSN 2187-5626. [cit. 2016-09-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395703/>.
- ONLEY S. J., RICHARDS C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and posture*. [online]. 1996; vol. 4, pp. 136-148. ISSN 1879-2219. [cit. 2016-10-12]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010636>.
- PARK B. S., KIM M. Y., LEE L. K., et al. 2015. Effects of conventional overground gait training and a gait trainer with partial body weight support on spatiotemporal gait parameters of patients after stroke. *Journal of Physical Therapy Science*. [online]. 2015; vol. 27, pp. 1603-1607. ISSN 2187-5626. [cit. 2016-10-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4483450/>.
- PERRY J., GARRETT M., GRONLEY J. K., et al. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*. [online]. 1995; vol. 26, pp. 982-989. ISSN 1524-4628. [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7762050>.
- POHL M., MEHRHOLZ J., RITSCHER C., et al. 2002. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke*. [online]. 2002; vol. 33, pp. 553-558. ISSN 1524-4628. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11823669>.
- POLESE J. C., ADA L., DEAN C. M., et al. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Australian Physiotherapy Association*. [online]. 2013; vol. 59, pp. 73-80. ISSN 0004-9514. [cit. 2017-02-07]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955313701590>.

SHEFFLER L. R., CHAE J. 2015. Hemiparetic gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. [online]. 2015; vol. 26, pp. 611-623. ISSN 1558-1381. [cit. 2016-09-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26522901>.

SHEPHERD R., CARR J. 1999. Treadmill Walking in Neurorehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. [online]. 1999; vol. 13, pp. 171-173. ISSN 1545-9683. [cit. 2016-10-30]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/154596839901300303?journalCode=nnrb>.

SKILBECK C. E., WADE D. T., HEWER R. L., et al. 1983. Recovery after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. [online]. 1983; vol. 46, pp. 5-8. ISSN 1468-330X. [cit. 2016-11-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1027255/>.

SMIDT G. L. 1990. *Gait in rehabilitation*. Churchill Livingstone Inc. 1990; pp. 253-264. ISBN 0-443-08663-X.

TAHARA-ECKL L., MADHAVAN S. 2016. Understanding the Effects of High Intensity Treadmill Training on Corticomotor Excitability and Walking in Stroke Survivors. *Interdisciplinary Undergraduate Research Journal*. [online]. 2016; vol. 2, pp. 26-35. ISSN 1943-1899. [cit. 2016-09-18]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Understanding-the-Effects-of-High-Intensity-Rogers-Tahara-Eckl/8d626555490d0c774d7151cbe140ef95f83a277>.

TROJAN S., POKORNÝ J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratisl. lek. Listy*. [online]. 1997; vol. 98, pp. 667-673. ISSN 1336-0345. [cit. 2017-02-04]. Dostupné z: <http://bmj.fmed.uniba.sk/1997/09812-03.pdf>.

TRUEBLOOD P. R., WALKER J. M., PERRY J., et al. 1989. Pelvic Exercise and Gait in Hemiplegia. *Physical therapy*. [online]. 1989; vol. 69, pp. 18-26. ISSN 1538-6724. [cit. 2016-10-09]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2911613>.

von SCHROEDER H. P., COUTTS R. D., LYDEN P. D., et al. 1995. Gait parameters following stroke : A practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. [online]. 1995; vol. 32, pp. 25-31. ISSN 1938-1352. [cit. 2016-11-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2911613>.

VOTAVA J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. [online]. 2001; vol. 4, pp. 184-189. ISSN 1213-1814. [cit. 2017-01-15]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200104-0006.php>.

WAGENAAR R. C., BEEK W. J. 1992. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of biomechanics*. [online]. 1992; vol. 25, pp. 1007-1015. ISSN 1873-2380. [cit. 2017-01-11]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1517261>.

WOOLLEY S. M. 2001. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation*. [online]. 2001; vol. 7, pp. 1-18. ISSN 1945-5119. [cit. 2016-09-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14523755>.

YANG J. F., GORASSINI M. 2006. Spinal and brain control of human walking: implications for retraining of walking. *The Neuroscientist: a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*. [online]. 2006; vol. 12, pp. 379-389. ISSN 1089-4098. [cit. 2016-12-05]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1073858406292151>.

YAMADA S., TOMIDA K., TANINO G., et al. 2015. How effective is the early fast treadmill gait speed training for stroke patients at the 2nd week after admission: comparison with comfortable gait speed at the 6th week. *Journal of physical therapy science*. [online]. 2015; vol. 27, pp. 1247-1250. ISSN 2187-5626. [cit. 2016-10-15]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4434020/>.

YAVUZER G., ESER F., KARAKUS D., et al. 2006. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. [online]. 2006; vol. 20, pp. 1-16. ISSN 1477-0873. [cit. 2016-09-28]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215506070315>.

Seznam zkratek

ADL	Activity Daily Living
BWS	Body Weight Supprt
BWSTT	Body Weight Support Treadmill Therapy
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
CPG	Central Pattern Generator
EMG	elektromyografická
HIF	Horizontal Impeding Force
m.	musculus
TT	Treadmill Therapy
TUG	Time Up and Go Test
VO2max	maximální spotřeba kyslíku

Seznam obrázků

Obr. 1 Schéma zobrazující roli mozku a spinální míchy při chůzi (Verma et al., 2010, p. 16)	
.....	12

Seznam tabulek

Tab. 1 Souhrn použitých studií a jejich výsledků u pacientů v akutní fázi CMP.....27

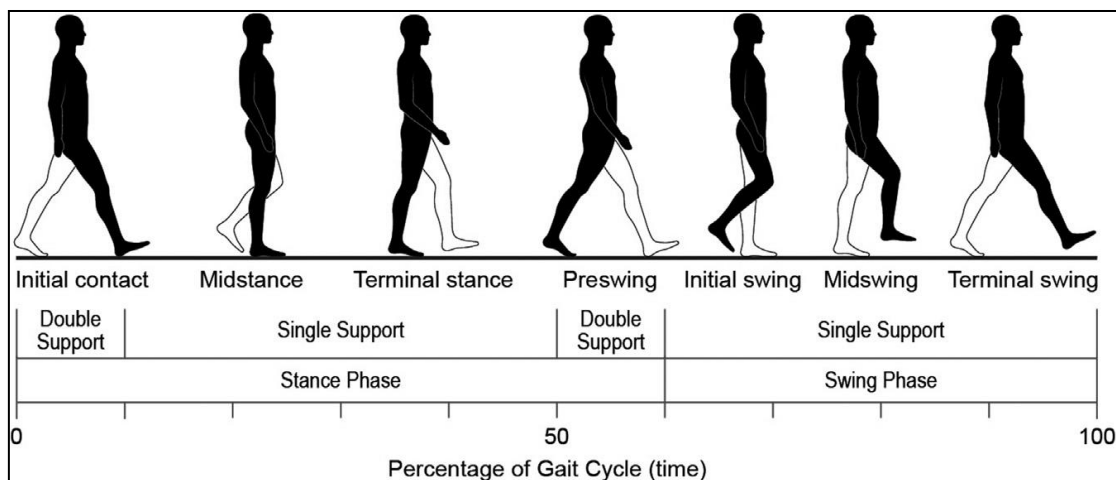
Tab. 2 Souhrn použitých studií a jejich výsledků u pacientů v subakutní fázi CMP.....31-32

Seznam příloh

Příloha 1 Fyziologický krokový cyklus (Sheffler a Chae, 2015, p. 4)	52
Příloha 2 Úhel zpeření m. biceps femoris caput longum (de Oliveira, Carneiro, de Oliveira, 2016, p. 367).....	53
Příloha 3 Změny mezi skupinami po intervenci (Lee et al., 2013, p. 108)	54

Přílohy

Příloha 1 Fyziologický krokový cyklus (Sheffler a Chae, 2015, p. 4)



Legenda (Příloha 1):

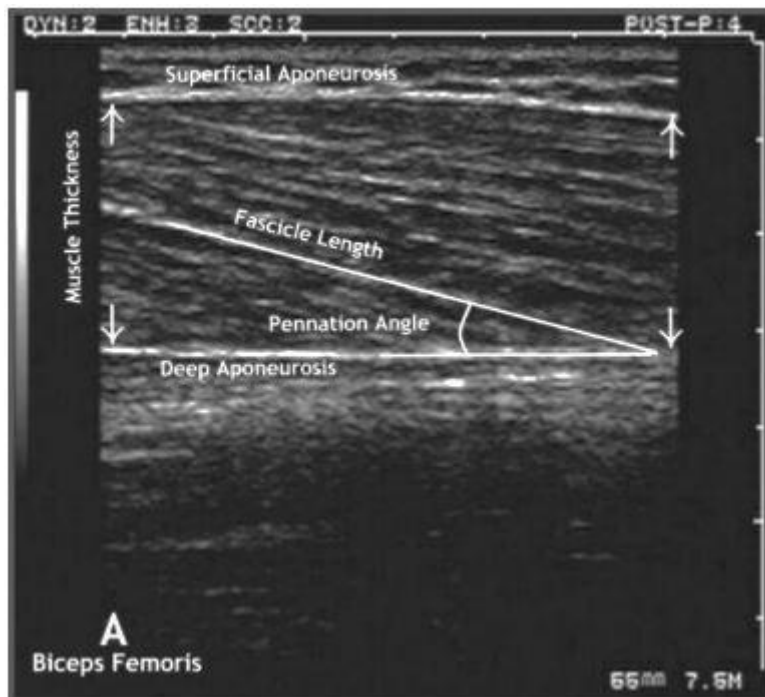
Stojná fáze (z angl. Stance Phase) krokového cyklu, která zaujímá 60% z cyklu, se dělí na pět částí; uvedeno názvosloví dle Vaughana a v závorce dle Perry (in Kolář, 2009, p. 48):

1. Počáteční kontakt = angl. Heel strike (Initial contact)
2. Postupné zatěžování = angl. Foot flat (Loading response; 0-10 %)
3. Střední stojná fáze = angl. Midstance (Midstance; 10-30 %)
4. Konečná fáze stoje = angl. Heel off (Terminal stance; 30-50 %)
5. Předšvihová fáze = angl. Toe off (Preswing phase; 50-60 %)

Švihová fáze (Swing Phase) krokového cyklu, která zaujímá 40% z cyklu, se dělí na tři části; uvedeno názvosloví dle Vaughana a v závorce dle Perry (in Kolář, 2009, p. 48):

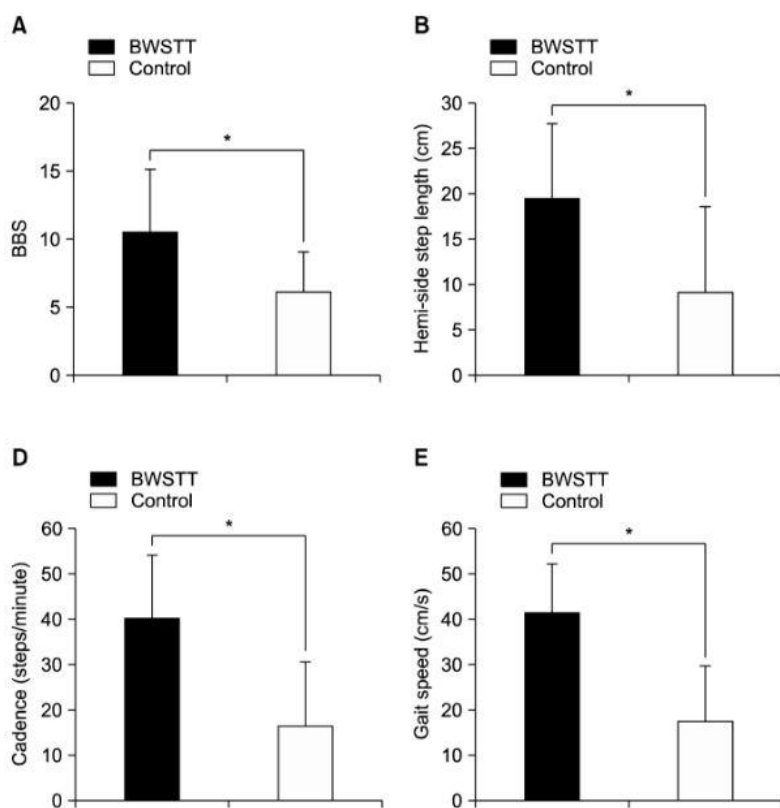
1. Počáteční fáze švihu = angl. Acceleration (Initial swing; 60-70 %)
2. Střední švihová fáze = angl. Mid swing (Midswing; 70-85 %)
3. Konečná fáze švihu = angl. Deceleration (Terminal swing; 85-100 %)

Příloha 2 Úhel zpeření m. biceps femoris caput longum (de Oliveira, Carneiro, de Oliveira, 2016, p. 367)



Legenda (Příloha 2): Na ultrazvukovém snímku je znázorněn úhel zpeření (z angl. pennation angle), který určuje délka svazku (z angl. fascicle length) a hluboká aponeuróza (z angl. deep aponeurosis). Změna úhlu zpeření se projeví na tloušťce svalu (z angl. muscle thickness). Na snímku je znázorněna také povrchová aponeuróza svalu (z angl. superficial aponeurosis).

Příloha 3 Změny mezi skupinami po intervenci (Lee et al., 2013, p. 108)



Legenda (Příloha 3): Černou barvou je znázorněna experimentální skupina – chodící pás s BWS (BWSTT) a bíle kontrolní skupina – chodící pás bez BWS (Control). Graf A ukazuje změny v Berg Balance Scale, graf B v délce kroku na hemistraně, graf D v kadenci a graf E v rychlosti chůze. U experimentální skupiny došlo k většímu zvýšení hodnot skóre Berg Balance Scale o 4,33; délky kroku na hemistraně o 10,4 cm; kadence 23,88 kroků/min a rychlosti chůze o 24,13 cm/s ve srovnání s kontrolní skupinou.