

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Lukáš Babinec

**Efekt tréninku na zlepšení chůze, rychlosti a adaptace na
C-millu u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2015

ANOTACE

Diplomová práce

Název práce:

Efekt tréninku na zlepšení chůze, rychlosti a adaptace na C-millu u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v AJ:

C-mill training effect on walking improvement, speed and adaptability at patients after stroke

Datum zadání práce: 2014-01-31

Datum odevzdání práce: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Lukáš Babinec

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Stanislav Horák

Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce se zabývá vlivem terapie na chodícím pásu C-mill na parametry krokového cyklu u pacientů po cévní mozkové příhodě. První část teoretické části je zaměřena na shrnutí poznatků o cévní mozkové příhodě a procesu neuroplasticity. Druhá část se zaměřuje na kognitivní funkce a jejich ovlivnění cévní mozkovou příhodou. Třetí část definuje krokový cyklus a jeho parametry, jak prostorové tak i časové. Závěrečná část teorie je zaměřena na možnost terapie pomocí chodícího pásu s využitím externích stimulací. Experimentální část se zabývá vlivem terapie na C-millu s využitím akustické a vizuální stimulace na parametry chůze pacientů po CMP. Celkově se měření zúčastnilo 12 osob. Efekt je vyhodnocen podle parametrů ze silové plošiny a za pomoci funkčních testů. Výsledky vykazaly signifikantní vliv terapie na délku kroku paretické dolní končetiny, pravolevou asymetrii v délce kroku. Žádný vliv nebyl zaznamenán na parametry časové. Tato práce potvrzuje význam využití chodícího pásu C-mill zejména na změnu funkčního stavu, stejně jako na zlepšení rychlosti a zejména stability chůze.

Výsledky našeho měření byly srovnány s pracemi v databázích PubMed a Google Scholar.

Abstrakt v AJ:

This thesis examines the effect of the treadmill gait training on C-mill on the gait cycle parameters at patients after stroke. The first part of the theoretical part summarizes the knowledge about stroke and about the process of neuroplasticity. The other part is aimed on cognitive functions and how they could be influenced by stroke. Third part is focused on gait cycle and its specific spatial and temporal parameters. The final part is focused on the possibility of the rehabilitation on the C-mill with used of external stimulation. The experimental part of the thesis deals with the influence of the C-mill with visual and acoustic stimulation on the gait parameters at patient after stroke. Seventeen people participated at this measurement. Effect was evaluated by results from forced plate and by the results of the functional tests. The results showed the positive effect on the length of the paretic step and right-left step asymmetry. The temporal parameters were not influenced by this therapy. This work confirm the effect of the C-mill on the gait of stroke patients and its influence on the functional status and the stability of the gait. This results was compared with studies, which were searched in the Pubmed and Google Scholar databases.

Klíčová slova v ČJ:

Adaptabilita, chůze, chodící pás, cévní mozková příhoda, metronom, akustická stimulace, vizuální stimulace, vyhýbání překážek, kognice, kognitivní nároky

Klíčová slova v AJ:

Adaptability, gait, treadmill, stroke, metronome beeps, visual cue, acoustic stimulation, obstacle avoidance, cognition, cognition demands

Rozsah: 85 stran/2 strany příloh

„Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.“

Olomouc 18. května 2015

podpis

Rád bych poděkoval MUDr. Petru Koláři, Ph.d. za odborné vedení a cenné rady při zpracování diplomové práce

Obsah

ÚVOD.....	8
1 CÉVNÍ MOZKOVÁ PŘÍHODA	10
1.1 OBECNÁ CHARAKTERISTIKA	10
1.2 TYPY CÉVNÍCH MOZKOVÝCH PŘÍHOD.....	10
1.2.1 <i>Ischemická cévní mozková příhoda</i>	10
1.2.2 <i>Hemoragické cévní mozkové příhody</i>	11
1.3 FUNKČNÍ NÁSLEDKY A JEJICH VLIV NA HYBNÝ SYSTÉM	11
1.4 NEUROPLASTICITA, TEORETICKÝ A KLINICKÝ VÝZNAM.....	13
2 KOGNITIVNÍ FUNKCE	14
2.1 ČITÍ A VNÍMÁNÍ.....	14
2.2 PAMĚŤ.....	15
2.3 VĚDOMÍ A POZORNOST.....	16
2.4 MYŠLENÍ	17
2.5 EXEKUTIVNÍ FUNKCE.....	18
2.6 ZRAKOVÉ PROSTOROVÉ FUNKCE.....	18
2.7 KOGNITIVNÍ FUNKCE PO CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODĚ.....	18
3 CHŮZE.....	20
3.1 KROKOVÝ CYKLUS.....	20
3.2 KINEMATIKA KROKOVÉHO CYKLU	21
3.2.1 <i>POČÁTEČNÍ KONTAKT</i>	21
3.2.2 <i>STÁDIUM POSTUPNÉHO ZATĚŽOVÁNÍ</i>	21
3.2.3 <i>MEZISTOJ</i>	21
3.2.4 <i>KONEČNÝ STOJ</i>	22
3.2.5 <i>PŘEDŠVIHOVÁ FÁZE</i>	22
3.2.6 <i>ŠVIHOVÁ FÁZE</i>	22
3.3 KINETIKA KROKOVÉHO CYKLU	22
3.4 ČASOPROSTOROVÉ CHARAKTERISTIKY CHŮZE	23
4 CENTRÁLNÍ MECHANISMY ŘÍZENÍ CHŮZE.....	24
4.1 CENTRÁLNÍ GENERÁTORY POHYBU	25
5 CHARAKTERISTIKA HEMIPARETICKÉ CHŮZE	26
6 TERAPIE PACIENTŮ NA CHODÍCÍM PÁSE	27
7 CÍLE A HYPOTÉZY	29

8 METODIKA EXPERIMENTU	31
8.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU	31
8.2 PRŮBĚH MĚŘENÍ	32
8.3 PRŮBĚH TERAPIE	32
9 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	33
10 VÝSLEDKY	34
10.1 TESTOVÁNÍ HYPOTÉZY H_01	34
10.2 TESTOVÁNÍ HYPOTÉZY H_02	38
10.3 TESTOVÁNÍ HYPOTÉZY H_03	41
10.4 TESTOVÁNÍ HYPOTÉZY H_04	44
LEGENDA K OBRÁZKU 11	46
10.5 TESTOVÁNÍ HYPOTÉZY H_05	47
11 DISKUZE	50
11.1 DISKUZE K HYPOTÉZE H_01	52
11.2 DISKUZE K HYPOTÉZE H_02	56
11.3 DISKUZE K HYPOTÉZE H_03	58
11.4 DISKUZE K HYPOTÉZE $H_04 - H_05$	61
LIMITY STUDIE	63
ZÁVĚR	64
REFERENČNÍ SEZNAM LITERATURY	65
SEZNAM ZKRATEK	80
SEZNAM OBRÁZKŮ A PŘÍLOH	82
PŘÍLOHY	84

Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) je závažný medicínský problém s rychle rostoucí incidencí. Udává se, že pouze 7 % pacientů po iktu, kteří jsou po skončení rehabilitace propuštěni do domácí péče, je schopna bezpečné chůze jak doma, tak ve venkovním prostředí. Téměř 50 % pacientů po propuštění absolvuje alespoň jeden pád a to nejčastěji v pozicích, které by v základních krokových vzorech měly být adaptovány.

Hlavním cílem této práce je tedy zhodnotit, zda má trénink pomocí C-mill vliv na schopnost chůze, časoprostorové charakteristiky chůze a na schopnost adaptace pacientů po cévní mozkové příhodě. Cíle teoretické části této práce byly:

- Cíl 1. Správně definovat problematiku cévní mozkové příhody, její příčiny a komplikace.
- Cíl 2. Podrobněji popsat charakter kognitivních funkcí a jejich narušení po cévní mozkové příhodě.
- Cíl 3. Popsat krokový cyklus a charakter hemiparetické chůze a možnost jeho ovlivnění pomocí chodícího pásu s možností externí vizuální nebo akustické stimulace

Hlavním cílem experimentální části bylo zjistit, zda má terapie pomocí C-mill vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu a na schopnost adaptace. Dílčími cíli bylo:

- Cíl 1. Jaký je efekt využití nášlapných kamenů na parametry krokového cyklu.
- Cíl 2. Jaký je efekt využití akustické stimulace na parametry krokového cyklu.
- Cíl 3. Jaký je vliv terapie na C-millu na výsledky klinických testů Timed Up and Go testu bez a s kognitivním úkolem a 10 Meter Walking testu.

Cílem poslední části práce bylo porovnat získané výsledky s ostatními studiemi a na základě EBM stanovit obecný závěr.

Při tvorbě teoretické části diplomové práce byla využita literatura zabývající se problémem CMP a jejího managementu (Kalita et al., 2006, s. 13), Základy neurologie (Ambler, 2011, s. 140), časoprostorovými charakteristikami chůze jako Kineziologie nohy (Vařeka, Vařeková) v českém a Neuromechanics of Human Movement (Enoka, 2008, p. 142), Gait Analyses v anglickém jazyce. Dalším zdrojem informací byly elektronické databáze, odborné časopisy v anglickém a českém jazyce.

Jako podklad pro vytvoření diskuze a některých pasáží teoretické části byly využity internetové databáze PubMed (PM) a Google Scholar (GS). Vyhledávání v internetových databázích probíhalo od března 2014 do dubna 2015. Kombinace klíčových slov visual cue

and gait definovalo 43 odkazů použity 2, metronome and gait definovalo 101 odkazů, použito 6, adaptation and treadmill and stroke definovalo 73 odkazů, použity 6, gait and stroke 2611 odkazů, použity 18, obstacle avoidance and stroke 15 odkazů, použity 2, cognitive demands and stroke 63 odkazů, použit 1, cognition and stroke and gait 116, použito 7. Pro tvorbu práce byly použity všechny validní studie vztahující se k danému tématu.

Pro tvorbu práce byly použity všechny dostupné validní studie. V současné době však neexistuje dostatečné množství podobných studií zvláště randomizovaných, proto byly do studie zahrnuty i studie s absencí kontrolní skupiny. V několika případech byly použity i pilotní a případové studie, které nejsou z pohledu EBM považovány za dostatečně validní.

1 Cévní mozková příhoda

1.1 Obecná charakteristika

Cévní mozková příhoda (CMP) je poměrně časté a závažné onemocnění s vysokým procentem invalidity a mortality. Udává se, že v evropských zemích je každoročně postiženo mezi 90 – 160 osob na 100000. Se svou incidencí je druhou nečastější příčinou úmrtí (Kalita et al., 2006, s. 16 -17).

Díky rozvoji v oblasti diagnostiky a širě terapeutických postupů je možné nahlížet na toto onemocnění z optimističtějšího hlediska než doposud.

Přes tento fakt se počet CMP neustále zvyšuje a to nejen u seniorů, ale stále častěji i u osob v produktivním věku (Kalita et al., 2006, s. 12)

Cévní mozková příhoda je akutně vzniklá porucha mozku, většinou ložiskového méně často globálního charakteru. Její příčinou je porušená intracerebrální cirkulace, v 80 % na základě ischemie, ve zbývajících 20 % na hemoragickém podkladě. Z těchto 20 % připadají 3 % na subarachnoideální krvácení (Ambler, 2006, s. 156).

1.2 Typy cévních mozkových příhod

1.2.1 Ischemická cévní mozková příhoda

Z praktického hlediska je můžeme dle mechanismu vzniku dělit do dvou kategorií. První je tzv. obstrukční typ, kdy dojde k uzávěru cévy trombem nebo embolem. Druhá skupina je tzv. neobstrukční, kdy porucha perfuze je způsobena na podkladě změn regionálních a systémových (Ambler, 2006, s. 157).

Druhou možností je dělení dle vztahu k tepennému povodí na infarkty tentoriální, v povodí příslušející k dané tepně, intratentoriální, na rozhraní jednotlivých povodí, a lakunární, kdy jsou postiženy malé perforující arterie (Abler, 2006, s. 157).

V neposlední řadě můžeme CMP dělit dle doby trvání klinických příznaků na tzv. tranzitorní ischemické ataky (TIA), s trváním od několika minut do max 24 hodin. Dalším typem je tzv. plně reverzibilní neurologický deficit (PRIND) s úpravou do 1 týdne. Dalšími typy jsou regredující iktus s reziduálně menším neurologickým deficitem, a progredující iktus, tedy tzv. kompletní iktus (Kalita, 2006, s. 28 – 29).

Klinická symptomatika je velice variabilní od velmi lehkých a reversibilních stavů až po těžké stavy se závažnými následky nebo případným úmrtím.

1.2.2 Hemoragické cévní mozkové příhody

Tento typ CMP je většinou zatížen větší mortalitou než příhody ischemického typu. Jejich podkladem je ruptura cévní stěny některé mozkové arterie, v tomto místě po určitém čase dojde k fyziologickým koagulačním dějům a následně zástavě krvácení. Samotné krvácení může být tříštivé nebo ohraničené. Tříštivá krvácení bývají často expanzního charakteru s destrukcí postihující značnou oblast. Častými jsou krvácení zejména do oblasti bazálních ganglií, zadního thalamu a capsula interna. Mezi méně časté typy řadíme tzv. globózní neboli atypický typ hemoragie, která je způsobena nejčastěji rupturou cévní malformace a postihuje především subkortikální oblasti (Kalita et al., 2006, s. 427 – 428).

Symptomatika je závislá především na velikosti, charakteru krvácení a místě ložiska. K neurologickému deficitu jsou zde často přidruženy další komplikace s alterací celkového stavu, kdy může dojít až k bezvědomí v důsledku edému mozku. Lokální krvácení většinou okolní tkáň nedestruuje, ale mají spíše kompresní účinky. Nejčastější lokalizací jsou bazální ganglia, putamen a capsula interna, méně často thalamus, mozkový kmen nebo mozeček (Ambler, 2006, s. 168).

1.3 Funkční následky a jejich vliv na hybný systém

Podkladem funkčních následků cévní mozkové příhody je snížení nebo úplná ztráta určitých funkcí, jejichž následkem jsou projevy slabosti, zvýšená únavnost, ztráta obratnosti a vymizení kožních reflexů. Nosnými poruchami znesnadňujícími proces následné rehabilitace jsou senzorycké poruchy, poruchy komplexních centrálních pohybových vzorů a také jemné motoriky. Dochází také k rozvoji některých projevů vedoucích k neurologickým projevům jako např. svalová hypertonie, která je spastického typu, klony a spastické pyramidové jevy nebo šlachová hyperreflexie. Charakteristickou vlastností pohybového systému je, že pracuje jako funkční celek. Pokud je u lézí menšího rozsahu přítomna dostatečně velká rezerva utlumených neuronů, může se výsledný pohyb blížit normě a fyziologickému pohybovému vzoru. Pokud je ovšem přítomna léze velkého rozsahu, tento proces již není možný (Kalita et al., 2006, s. 494-495; Perry a Burnfield, 2010, s. 302).

Je známo, že produkce volní hybnosti je komplexní děj, který není ani v dnešní době komplexně objasněn, ať už se jedná o zdravý systém nebo systém postižený určitou patologií. Co je naopak zřejmé, že při postižení oblastí centrálního nervového systému jsou alterovány zejména komplexní složené pohyby např. dosahové aktivity. Přes tento fakt je bazální schopnost produkce volní hybnosti zachována. Zhoršení motorické kontroly jednoduchých

pohybů má většinou za následek snížení jejich kvality, ale nikoli kvantity produkovaných pohybů (Latash, 2002, s. 102-104)

Hybný systém je dle Votavy (2001, s. 184) ovlivněn dvěma základními změnami. V první řadě dochází mezi mozkem a míchou ke snížení množství vzruchové aktivity. Druhým bodem je porucha rovnováhy mezi excitací a inhibicí. Některé svaly jsou značně potencionovány excitační aktivitou s následnou zvýšenou reaktivitou a vznikem spasticity. Jejich antagonisté jsou naopak inhibováni, čímž dochází k utlumení jejich aktivity.

Po náhlém akutně vzniklém CMP nastávají zpravidla dva základní děje. Po počáteční pseudochabém stádiu nastává rozvoj spasticity a hyperreflexie, poté nastává spontánní návrat volní hybnosti.

Tyto změny, probíhající v řádech dnů až týdnů, lze zjednodušeně vysvětlit dvěma mechanismy. Při odumírání poškozených neuronů, tedy jejich axonů, synapse, na kterých se podíleli, zůstávají neobsazené, tedy se uvolňují. Funkční axony, nepostižené degeneračním procesem, pučí v nové větévky, které neobsazená místa obsadí. Tímto mechanismem může dojít k částečné reparaci funkčního spojení, negativem však může být zvýšení reflexních odpovědí a spasticity.

Druhým mechanismem je tzv. neuroplasticita mozku, to znamená, že dojde k aktivaci sice existujících, ale do této doby nefunkčních spojení. Tyto tzv. rezervní paralelní spoje se díky odstranění inhibičních synapsí nebo rozvojem denervační citlivosti dostávají do aktivovaného stavu a jsou tak schopny částečně nahradit zničené buňky a jejich spoje (Votava, 2001, s. 184).

Tento proces úpravy po lézi CNS může být pravděpodobně spojen s mechanismy umožňujícími systému využít jeho vlastní redundanci. Stejně jako když je kloub fixován v určité pozici a kompenzačními pohyby v ostatních kloubech je dosaženo zamýšleného pohybu, tak na podobném principu pracuje i CNS. Díky dostatečné kapacitě je CNS schopen využít této nadbytečnosti svalů a kloubů k tomu, aby mohl vybrat správnou trajektorii a sérii zapojení svalů a kloubů z velkého počtu různých strategií k tomu, aby výsledek pohybu byl vždy stejný. To, jak systém využívá svou redundanci, je základem pochopení motorické kontroly a úpravy motorických funkcí (Feldman a Levin; Kelso et al. In Latash, 2002, s. 104).

S redundancí jde ruku v ruce fenomén plasticity. Tyto dva procesy se při obnově motorické kontroly neustále prolínají a vzájemně doplňují. Tento proces je zřejmě také spojen s funkční reorganizací descendentních mozkových drah, které zůstaly lézí nepostiženy (Chollet et al. ; Fries et al.; Wailler et al. In Latash, 2002, s. 104).

Podkladem pro tyto reorganizace je zřejmě značné překrytí kortikálních motorických oblastí. Jak ukazuje studie Enzinger et al. (2009, s. 2463), při pohybu paretické končetiny se zvýšeně aktivuje primární senzomotorický kortex, což potvrzuje i Hodics, Cohen, Crarner (2006, s. 40). Obnova motorických funkcí je spojena se zvýšenou aktivitou senzomotorického kortexu jak kontralaterálně, tak zejména homolaterálně ke straně léze. Stejně dochází i ke zvýšení aktivity bazálních ganglií bilaterálně (Ward et al., 2003, s. 1438; Enzinger et al, 2009, s. 2464).

1.4 Neuroplasticita, teoretický a klinický význam

Teprve nedávno bylo zjištěno, že mozek není zcela statický orgán. Není zcela fixní strukturou, ale má schopnost se neustále měnit a formovat (Latash, 2002, s. 127).

Tuto schopnost označujeme jako plasticitu nervového systému, pomocí které mozek reaguje na změny vnitřního a vnějšího prostředí. Můžeme tedy říct, že je to schopnost přizpůsobit se a to jak za fyziologických, tak za patologických situací. Jak bylo prokázáno, po poškození mozku dochází k dramatickým změnám tzv. reorganizacím přilehlých nervových okruhů mozkové tkáně.

Proces plasticity je charakterizován dvěma základními procesy. První tzv. funkční plasticita nastupuje poměrně rychle a projevuje se poměrně dobře reverzibilními změnami. Druhý typ má spíše adaptační charakter, který je zřejmě pod vlivem podnětů dlouhodobých nebo intermitentních. Každá adaptace je pro organismus ztrátou, jak co se energie týče, tak samozřejmě i hmoty. Tuto ztrátu je organismus schopen poměrně dobře kompenzovat, pokud je intenzita působícího podnětu nebo podnětů ještě přijatelná. Každé opakování znamená zkušenost, která se postupným opakováním ztráty snižuje (Trojan a Pokorná, 1997, ss. 668-669).

Samotné neuroplastické změny mohou probíhat na několika úrovních. První úroveň je typická např. pro učení a nazýváme ji tzv. synaptickou úrovní. Při změnách vnějšího nebo vnitřního prostředí samotného organismu dochází při procesu učení k modulaci přenosu na určitých synapsích neurálních okruhů (Alcon in Trojan a Pokorný, 1997, s. 670).

Druhá úroveň je změna na úrovni lokálních okruhů, která nastává např. při procesu deafferentace. Pokud dojde k částečné denervaci, synapse, které své vlastní spojení ztratily, degenerují, zatímco ty nepoškozené se zmnožují a dále větví a tvoří tak nová synaptická zapojení v místech zaniklých synapsí (Parnavelas et al. in Trojan a Pokorný, 1997, s. 671).

Tato reaktivní symptogeneze je obecnou vlastností nervové tkáně, pomocí které mozek upravuje svoji činnost. Nejde tedy pouze o proces vlastní obnovy. Můžeme tedy říci, že pro

využití neuroplasticity je nejdůležitější vlastní stav vnitřního prostředí, sloužící k zachování nebo obnovení jak strukturální, tak funkční integrity (Rakús, 2009, s. 85).

Proces plasticity nervového systému je, dalo by se říci, základním kamenem rehabilitace. Stejně jako mozek není ani mícha pouze reflexně a automaticky fungujícím systémem podílejícím se na řízení pohybové aktivity. I ona sama má schopnost plasticity stejně jako zbytek CNS. Pokud má tedy schopnost plasticity, má i schopnost učení. Proces učení je součástí celého celku CNS a není možné jej přesně lokalizovat pouze do několika oblastí (Mayer, 2000, s. 67).

2 Kognitivní funkce

Kognitivní funkce nazýváme také funkcemi poznávacími. Jsou to základní procesy našeho mozku, pomocí kterých jsme schopni vnímat okolní svět a orientovat se v něm. Umožňují plánování a následující interakce s lidmi či věcmi nebo ostatními podněty v našem okolí. Při ztrátě kognitivních funkcí, což je typické pro stavy po CMP, ztrácí osoba část sebe, tedy část své vlastní osobnosti (Klucká a Volfová, 2009, s. 13)

Kognitivní funkce umožňují jednat účelně. Můžeme říci, že kognitivní funkce jsou zapojeny do převážné většiny dějů jako je vnímání a zpracování příchozích vjemů pochopit určitou situaci a adekvátně na ni reagovat (Preiss a Křivohlavý, 2009, ss. 41-44).

Kognitivní funkce, jak uvádí Preiss a Kučerová (2006, s. 31), můžeme v zásadě rozdělit na receptivní funkce, paměť a učení, myšlení a expresivní funkce.

Pokud vezmeme jiný typ dělení např. dle Křivošíkové (2011, ss. 216-217), které hovoří o sice hierarchické, ale navzájem propojené a doplňující se kombinaci nižších poznávacích funkcí, jako je paměť a vnímání, pozornost a orientace, a vyšších kognitivních funkcí, tzn. sebeuvědomění, sebehodnocení a seberegulace (Malia a Brannagan, 2010, s. 81).

2.1. Čítí a vnímání

Jak bylo dříve řečeno, čítí a vnímání jsou nejnižší úrovně kognitivních funkcí. Vyvíjí se nejdříve ze všech poznávacích funkcí a v průběhu života se proces uvědomění dále rozvíjí s již získanými zkušenostmi.

Samotné čítí je schopnost přijímat podněty z vnitřního a vnějšího prostředí pomocí rozmanitého množství čidel tzn. zraku, sluchu, hmatu a dalších. Vnímání je naopak založeno na procesu integrace. Lze tedy říci, že je to synteticko-analytický proces, probíhající v mozkové kůře. Celá souhra čítí a vnímání probíhá tak, že nejdříve dochází pomocí čítí

k analýze vnímaného počítku. Analyzované počítky se pak činností kůry navzájem spojují a jsou integrovány s minulými zkušenostmi. Tímto procesem vzniká celkový vjem.

Vnímání nám tedy slouží k jakémusi třídění obrovského množství informací, které přicházejí dostředivými dráhami do nervového systému (Bahbouh et al., 2002, s. 151; Králíček, 2002, s. 189).

Ke změnám v oblasti čítí dochází poměrně často např. po CMP, ať již jde o postižení v karotických povodích, kdy často je přítomna kontralaterální porucha citlivosti nebo poruchy zorného pole (Horáček a Kolář in Kolář et al., 2009, ss. 387-388).

K poruše integrace rovněž dochází poměrně často. Mohou vznikat falešné vjemy v důsledku změny vědomí, může být postižen receptor nebo dostředivá dráha. Postižen rovněž může být i limbický systém a to v důsledku jeho přetížení, nadměrným drážděním jeho okruhů se stává výsledná informace neadekvátní. Dysfunkce může být i v samotné mozkové kůře (Horáček a Švestka, 2002, s. 299).

2.2. Paměť

Paměť, tedy schopnost zapamatovat, uchovat a vybavit si, je základní vlastností nervového systému. Její vlastnosti jak kvalitativní tak kvantitativní jsou podmíněny stavbou a fungováním nervové soustavy (Švingalová, 1998, ss. 22, 112).

Paměť je nezbytná pro orientaci člověka ve stále se měnících podmínkách a prostředí. Nezbytná pro pochopení minulosti a porozumění přítomnosti. Fungování paměti má dle Bahbouh (2002, ss. 152, 158) probíhat tak, že informace pro krátkodobou paměť jsou uloženy prostřednictvím nervových spojů. Dlouhodobá paměť ukládá cestou chemickou, procesem zvaným konsolidace. Pod procesem konsolidace rozumíme různě dlouhý proces, který může trvat v řádu minut, hodin ale i dnů a dokonce týdnů. Samotné vzorce chování jsou pravděpodobně zafixovány díky synaptickým spojmům. Paměťové záznamy zřejmě nemají přesnou lokalizaci, spíše se předpokládá, že jsou uspořádány mozaikovitě.

Paměťové procesy probíhají v určitém sledu. V zásadě se tedy jedná o vštípení nebo také zapamatování, podržení v paměti, tedy tzv. retence, a poslední je aktualizace nebo též znovuvybavení. Při vštípení dochází ke zpracování nových informací. S procesem vštípení jde ruku v ruce proces zapomínání, kdy se mění charakter, struktura, tak i množství daných uložených informací. Zapomínání může být krátkodobého i trvalého charakteru. Pro krátkodobé zapomínání je typická např. únava, která znesnadňuje poznání a následné uvědomění. Trvalé zapomínání znamená, že osoba si není schopna vybavit určitou informaci

opakovaně a po dlouhou dobu. Ani v tomto případě však nelze hovořit o úplné stoprocentní ztrátě. Pozůstatky paměťových stop jsou zřejmě stále zachovány. Jako příklad můžeme uvést snadnější a rychlejší učení již zapomenuté činnosti.

Paměť můžeme dělit dle více hledisek. Rozeznáváme neúmyslnou paměť, kdy k vstřípení dochází mimovolně bez předchozího záměru, a úmyslnou, kdy vstřípení je následkem předchozího záměru.

Mechanická a logická paměť je dalším rozdělení. Mechanická paměť vzniká mnohonásobným opakováním bez pochopení hlubších souvislostí a je typická pro předškolní děti. Naopak logická paměť, typická pro období dospívání a dospělosti, vyžaduje pochopení jednotlivých spojitostí a hlubší pochopení významu, její výhodou je však následně snadnější vybavení. Známe je rovněž dělení na krátkodobou a dlouhodobou paměť, kdy přechodem mezi nimi je zřejmě limbický systém (Bahbouh, 2002, s. 152).

Pokud vezmeme samotný proces kognitivního učení, ten je neodmyslitelně spjat s motorickými funkcemi a pochody v celém těle. Je definován jako proces, kdy první dochází ke kontaktu s podnětem prostřednictvím smyslů, dále dochází k integraci, tzn. porovnání s již nabytými zkušenostmi a dále pokračuje uchováním nebo naopak aktivací dříve uložené informace. Poslední při procesu učení je tzv. transfer nebo též použití uloženého nebo znovu vybaveného programu (Kret, 1995, ss. 18-20).

2.3. Vědomí a pozornost

Vědomí můžeme chápat ve smyslu uvědomění si sebe sama, okolního prostředí a vlastního významu. Vědomí je zajišťováno zejména ascendentním systémem retikulární formace. Dalšími okruhy podílející se na jeho správné funkci jsou mesencephalon, oblast Varolova mostu, talamu a zpětnovazebnými spoji s oblastí mozkové kůry.

Jak uvádí Horáček a Švestka (2002, s. 203) a Švingalová (1998, s. 98), pozornost ve smyslu jejího správného fungování je neodmyslitelně spojena s vědomím, tedy s bdělým stavem. Pozornost má hlavní roli v procesu uvědomění si přichozích podnětů z vnitřního a vnějšího prostředí. Je spojena se stavem zvýšené soustředěnosti na konkrétní jevy nebo objekty. Umožňuje tříditi přichozí informace a rozlišit ty důležité od těch méně důležitých.

Jak uvádí Koukolík et al. (2002, s. 64), centrem pozornosti je zřejmě dorsolaterální prefrontální kůra, současně jsou aktivovány mediální oblasti frontálních laloků, zadní parietální a horní temporální kůra, talamus a bazální ganglia. Především pravá hemisféra se aktivuje více než levá.

Pozornost můžeme rozdělit na bezděčnou, která je aktivována nejrůznějšími působícími podněty a my jim zcela mimovolně věnujeme pozornost. S postupným vývojem se rozvíjí tzv. záměrná pozornost, která je mnohem náročnější na energii (Švingalová, 1998, s.102).

Pokud se podíváme na to, jakým způsobem zaměřujeme svou pozornost, názorně nám to ukáže tzv. hierarchický model, kdy na spodině je tzv. trvalá pozornost umožňující soustředit pozornost na dostatečně dlouhou dobu. Nad ní je selektivní paměť, která má za úkol filtrovat rušivé vlivy a soustředit se na podstatné věci. Nejvýše stojí tzv. střídavá pozornost, která nám umožňuje zvládat více úkolů najednou, např. jít a mluvit. Všechny dohromady jsou neoddělitelně spjaty a vzájemně se doplňují (Malia a Brannagan, 2010, ss. 210-214).

Správná funkce paměti a pozornosti jsou bazálním předpokladem pro správnou funkci kognitivních funkcí (Malia a Brannagan, 2010, s. 213; Lippertová-Grünerová, Pfeiffer a Švestková (2005, s. 155).

2.4. Myšlení

Myšlení můžeme zařadit mezi vyšší kognitivní funkce, neboť umožňuje integraci všech ostatních funkcí. Realizace a fungování ve stále se měnících podmínkách je možná právě díky myšlenkovým operacím, při kterých se uplatňují ostatní poznávací funkce jako paměť, vnímání, představivost. Myšlení úzce souvisí s řečí a komunikací a ruku v ruce jde samozřejmě s inteligencí, emocemi a motivací.

Mezi základní myšlenkové procesy řadíme analýzu, členění a vzájemné odlišení jednotlivých částí, a syntézu, což je typické sjednocení do celku. Při myšlení dochází také k procesům porovnávání, třídění dle podobných nebo odlišných znaků a abstrakce, kdy se selektivně rozlišuje podstatné od nepodstatného (Švingalová, 1998, ss. 74-78).

S různým typem situací se liší i jejich řešení. Pro děti předškolního věku je typické tzv. názorné řešení, kdy jsou využívány názorné představy. Pro řešení teoretických problémů se využívá zejména abstraktní myšlení, jež je charakteristické pro vyšší stupeň vývoje. Pro řešení problému, který má jasně daný jeden cíl a jeden způsob řešení, se využívá konvergentní myšlení, typické např. pro řešení matematických záležitostí. Pro řešení problému s více cíli a více způsoby řešení se využívá divergentní typ myšlení, kdy jeho cílem je najít optimální cíl a nejjednodušší řešení (Švingalová, 1998, ss. 82-83).

2.5. Exekutivní funkce

Jsou zodpovědné za kontrolu našeho chování v čase, zejména při konání náročných motorických operací. Bez nich není možné plánování, tvoření analogií a výběr adekvátní pohybové strategie pro danou pohybovou činnost a zároveň její zpětné hodnocení (Koukolík et al., 2002, s. 65).

Přesná lokalizace centra exekutivních funkcí není přesně známa. Nejčastěji se však hovoří o oblasti frontální mozkové kůry (Koukolík et al., 2002, s. 65).

Některými autory však exekutivní funkce nejsou řazeny mezi funkce poznávací (Preiss a Kučerová, 2006, s. 30).

2.6. Zrakové prostorové funkce

Jejich hlavní funkcí je správný odhad pozice objektů v prostředí a vzájemných vztahů mezi nimi. Jejich postižení má za následek poruchy prostorové orientace, dále např poruchami kreslení, konstrukční apraxií. Tedy celkově uvědoměním si své vlastní pozice, okolních objektů a dalších podnětů ve svém okolí (Preiss a Kučerová, 2006, s. 252).

2.7. Kognitivní funkce po cévní mozkové příhodě

Ve stavech po cévní mozkové příhodě může být postižena jedna nebo více kognitivních funkcí, jako je pozornost, paměť, jazyk a orientace. Nejčastěji jsou v největší míře postiženy pozornost a exekutivní funkce, méně již paměť, která bývá postižena v různém intervalu od příhody. Uvádí se, že zhruba 23-55 % pacientů během intervalu do tří měsíců od příhody, kolem 11-33 % do doby 1 roku od vzniku CMP. Kognitivní deficit je poměrně častý a může vést ke vzniku vaskulární demence.

Jak již bylo řečeno, jednou z nejčastěji postižených kognitivních funkcí je pozornost. Kolik procent pacientů má tento deficit, o tom se vedou poměrně rozsáhlé diskuze. Uvádí se, že v akutní fázi je postiženo mezi 46 až 92 % pacientů poruchami pozornosti (Stapleton, 2001, ss. 441-442).

V době propuštění z nemocnice se uvádí prevalence mezi 24 až 54 %. (Hyndman, 2008, s. 660).

Tyto potíže se mohou upravit, ale také přetrvávat po mnoho let od vzniku příhody (Hochstenbach, 2003, s. 1502-1503).

Poruchy pozornosti se manifestují v celé řadě různých deficitů jako je snížená koncentrace, častější rozptylování pozornosti, zvětšení množství produkovaných chyb, neschopnost zvládnutí dvou činností najednou, zpomalení myšlení a mentální únavnost.

Pozornost jako mediátor může ovlivnit další vyšší kognitivní funkce jako např. jazyk nebo výše zmíněnou paměť (Lezak, 2004, s. 49).

Pro následující rehabilitaci je nezbytné rozlišit určité odlišnosti jednotlivých typů pozornosti jak je zmíněno výše. Dle dostupných důkazů se ukazuje, že terapie selektivní a střídavé pozornosti je více efektivní a má lepší vliv na následující rehabilitaci než pouze zaměření např. Na stálou pozornost (Cappa, 2005, s. 668-669).

Na poruchu pozornosti je zapotřebí myslet, neboť má vliv na učení a tím pádem i na návrat motorických funkcí. Významně ovlivňuje zapojení pacientů do fyzioterapie a má vliv i na vyšší procento pádů (Hyndman, 2008, s. 660).

Jak již bylo řečeno, často jsou postiženy exekutivní funkce: Uvádí se, že až 75 % pacientů má po příhodě problémy právě s tímto aspektem. Lidé s touto poruchou mají problém při učení se nových věcí, problémy v denních aktivitách, jako např. oblékání nebo sebeobsluha. Tyto problémy jdou ruku v ruce s dysfunkcemi v oblasti motoriky, jak uvádí Walker (2004, s.45-46), který zkoumal vliv poruchy exekutivních funkcí na jednoduchou denní činnost jako je oblékání košile. Pacienti pouze s poruchou exekutivních funkcí jsou schopni si obléci košili, ale použijí pouze jednu a tutéž strategii. Pacienti bez kognitivního deficitu, ale s motorickým deficitem dokáží vymyslet a použít jinou strategii k tomu, aby si košili oblékli. Naopak pacienti s deficitem v obou oblastech to nedokáží vůbec.

Velmi známou poruchou je neglect syndrom, málokdy je však řazen do poruchy kognitivních funkcí, neboť samotné potíže pravděpodobně nebudou způsobeny pouze díky sensorickému a motorickému problému. Dle známé definice způsobuje poruchu vnímání postižené strany, sníženou odpověď a orientaci na nové stimuly působící na této straně. Tento deficit ovlivňuje i řadu činností běžného života, jako je schopnost rozhlédnout se, uvědomit si zvuk z postižené strany a samozřejmě se v tomto směru adekvátně pohnout (Bowen at al., 2013, s. 3).

3 Chůze

Chůze je základním atributem života. Nelze ji definovat pouze jako schopnost pohybu z místa na místo, ale je to faktor komunikace a sociální integrace (Mayer, 2000, s. 67).

Dle klasické definice, jak ji definuje Perry in Gage (1991, s. 63) je chůze řízený pád, kdy se tělo pohybuje, padá, z pozice stabilní, která je zajištěna stojnou dolní končetinou, do pozice labilní na druhostrannou dolní končetinu.

Lidská chůze je rovněž charakteristická tím, že během jakékoli fáze krokového cyklu je alespoň jedna dolní končetina v kontaktu s podložkou.

Chůzi lze tedy definovat jako sekvenci, kdy se fáze jednooporová střídá s fází dvojí opory. Každý krok začíná od kontaktu paty jedné dolní končetiny a končí odlepením prstů druhé dolní končetiny. Fáze dvojí opory trvá přibližně 10 % cyklu a zkracuje se se zvyšující se rychlostí chůze společně s trváním ostatních fází (Enoka, 2008, s. 141).

3.1 Krokový cyklus

Normální lidská chůze je charakteristická tím, že musí splňovat určité parametry, které musí být pro její zajištění splněny. Prvním je, že musí být zajištěn vzpřímený stoj, tedy jeho vlastní stabilita. Dále musí být dostatečný odvin chodidla a jeho adekvátní elevace během švihové fáze kroku. Délka kroku musí být rovněž adekvátní daným podmínkám a rychlosti chůze. Posledním bodem pro zajištění plynulé chůze je dostatečný a trvalý přísun energie.

Lidská chůze musí splňovat jisté atributy, které jsou pro všechny jedince společné, jinak ovšem vykazuje poměrně velkou interindividuální variabilitu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51).

Každý krokový cyklus je složen z fáze oporné – stojné, která tvoří přibližně 60 % cyklu. Stojná fáze začíná prvotním kontaktem paty o podložku, pokračuje přes fázi postupného zatěžování, následuje fáze středního stoje, kdy je hmotnost těla držena na této stojné končetině, která je následně vystřídána fází konečného stoje s aktivním odrazem prstů a odvinutím paty. Poslední fází stojné části je předšvihová fáze, která je zakončena odlepením špičky od podložky. Švihová fáze tvoří zbytkových 40 % cyklu a dělí se na fázi počátečního švihu, střed švihové fáze a konečný švih (Enoka, 2008, ss. 141-142; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51).

3.2 Kinematika krokového cyklu

3.2.1 Počáteční kontakt

Touto poměrně krátkou sekvencí začíná stojná fáze, v tomto poměrně krátkém čase se na malý okamžik stává pata osou otáčení, kolem které se pohybuje na jedné straně tibie a na straně druhé chodidlo se svými zbylými segmenty. Neutrální postavení chodidla je v tomto momentu zajištěno tahem dorsálních flexorů. Pohyb kolenního kloubu je excentricky kontrolován pomocí m. quadriceps femoris a rovněž extenzory kyčle excentrickou aktivitou brzdí pohyb vpřed. Trup je držen napřímený a pánev se nachází v počínající rotaci nad stojnou dolní končetinu (Whittle, 2007, ss. 64-66).

3.2.2 Stádium postupného zatěžování

Je to první stádium dvojí opory, kdy je hlezenní kloub držen v lehké plantární flexi. Subtalární kloub se ze supinačního postavení dostává do pronace, která díky funkci jakoby pantového mechanismu způsobí addukci talu a vnitřní rotaci tibie. Kolenní kloub se i díky tomuto pohybu dostává z původního postavení ve flexi do extenze. Díky pronačnímu postavení v subtalárním kloubu s mírnou supinací transversotarzálního kloubu je umožněna maximální volnost tohoto kloubu, díky čemuž má schopnost se adekvátně přizpůsobit podložce, ovšem za cenu své nejmenší stability. Kyčelní kloub se pohybuje směrem do extenze a pánev rotována nad stojnou dolní končetinu, což má za následek vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, jejíž rozsah podléhá poměrně velké variabilitě díky rozdílné hodnotě anteverzního úhlu krčku femuru (Whittle, 2007, ss. 66-67).

3.2.3 Mezistoj

Tato fáze střední opory je charakteristická převzetím plné hmotnosti na stojnou končetinu, což způsobí pasivní dorsální flexi v hlezenním kloubu. Subtalární kloub se pohybuje do supinace, transversotarzální kloub se uzamkne, což má za následek jeho uzamčení (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 45).

Díky tomuto pohybu dosahuje transversotarzální kloub maximální stability. Kolenní kloub zahajuje extenční pohyb, který pokračuje do další fáze, stejně jako extenční pohyb kyčelního kloubu.

3.2.4 Konečný stoj

Díky aktivní plantární flexi v hlezenním kloubu je možný odraz. Tento silný tah m. triceps surae a ostatních lýtkových svalů je umožněn díky zpevnění transversotarzálního kloubu, což je způsobeno díky supinaci zanoží a částečné pronaci přednoží, přes které mohou svaly působit jako přes páku. Kolenní kloub dosahuje maximální extenze, která je během krokové cyklu možná, tedy asi 3° flexe. Kyčelní kloub pokračuje přes nulovou pozici dále do extenze (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

3.2.5 Předšvihová fáze

V tomto období zůstává v hlezenním kloubu plantární flexe z předchozí fáze stejně jako supinace přednoží. Kolenní kloub se pohybuje směrem do flexe. Kyčelní kloub se z maximální extenze pohybuje rovněž směrem do flexe.

3.2.6 Švihová fáze

Je zahájena při fázi počátečního švihu elevací špičky, kolenní kloub pokračuje ve flekčním pohybu z předchozí fáze, který se postupně mění na pohyb extenční tím více, čím dříve se blíží konec švihové fáze. Hlezenní kloub se pohybuje z plantární flexe směrem dorsálním, když při fázi středního švihu je přibližně v neutrální pozici. Femur se postupně spolu s rotací pánve přesouvá ze zevní do vnitřní rotace, tato rotace je dokončena v okamžiku, kdy se druhostranná pánve a femur dostávají do rotace zevní (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

3.3 Kinetika krokového cyklu

Pro pohyb je nezbytné působení vnitřní síly. V lidském těle se jedná o momenty sil zúčastněných svalů. Bipední chůze je charakteristická tím, že se na ní podílí zejména svaly dolní končetiny. Svaly horní končetiny a trupu při chůzi pracují v otevřeném kinematickém řetězci, přispívají dopřednému pohybu svou setrvačností. Síla svalů sama není schopna dopředný pohyb vyvolat. Tím, kdo nás posunuje v prostoru, je reakční síla, kterou můžeme definovat jako sílu, která reaguje na působení svalů v uzavřeném kinematickém řetězci. Jde vlastně o reakční sílu podložky. Horní končetiny, jak již bylo řečeno, se na pohybu podílí svými setrvačnými momenty sil, podílí se na rovnovážných reakcích a ovlivňují některé parametry chůze jako např. frekvenci (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 57).

Energie pro provedení dopředného pohybu je získávána ze dvou hlavních zdrojů. Prvním zdrojem jsou setrvačné momenty sil švihové dolní končetiny, které svou energii

získaly během předchozí stojné fáze vlastní aktivitou flexorů hlezenního a kyčelního kloubu. Druhým zdrojem jsou momenty sil vznikající aktivitou extenzorů nyní stojné končetiny (Gage, 1991, s. 66).

Díky tomu, že při pohybu vpřed pracují svaly na jedné straně koncentricky, zatímco druhá strana pracuje v excentrickém režimu, tím pádem je možné změnit parametry chůze jako zrychlit nebo zpomalit, což je nezbytné pro úpravu délky a frekvence kroku. Kromě energie kinetické, vznikající při pohybu, má tělo díky vertikálním výchylkám těžiště i energii potenciální. Kinetická a potenciální energie se neustále vzájemně prolínají. Tyto velké změny energie jsou však kontraproduktivní, neboť dochází k určitým ztrátám. Proto je nezbytné, aby tyto výchylky těžiště byly co nejvíce eliminovány. Toto je umožněno díky tříosému pohybu pánve a synchronnímu pohybu v kyčelních a kolenních kloubech. Při omezení pohyblivosti těchto segmentů dochází ke zvýšené energetické náročnosti a k přetížení ostatních segmentů, které musí zvětšením rozsah pohybu toto omezení kompenzovat (Gage, 1991, s. 66).

3.4 Časoprostorové charakteristiky chůze

Pokud hledáme definici délky kroku, můžeme uvést, že je to longitudinální vzdálenost mezi bodem jedné dolní končetiny až po stejný bod na končetině druhé. Průměrná délka kroku se udává u mužů asi 74 cm a u žen asi 64 cm. Vedle délky kroku se udává ještě délka dvojkroku tzv. stride length, což je vzdálenost mezi iniciálním kontaktem jedné dolní končetiny až po další iniciální kontakt té samé končetiny. Šířka kroku je definována jako laterální vzdálenost mezi oběma chodidly, měřená jako kolmá vzdálenost vůči středové ose. Je nazývána také krokovou bází (Gage, 1991, s. 75).

Jak uvádí Whittle (2007, s. 55), hodnota krokové báze se pohybuje v rozmezí 50 – 130 mm. S měnící se šířkou báze se mění i nároky na spotřebu energie a chůze se může stát energeticky neekonomická (Whittle, 2007, s.77).

Rychlost chůze je dána jakou součin délky kroku a frekvence, udává se nejčastěji v m/s nebo v m/min. Výsledná rychlost je závislá na měnící se délce a frekvenci chůze. Se zvětšující se rychlostí chůze se musí zvyšovat i frekvence a délka kroku. To znamená, že nejrychlejší krok je zároveň nejdelší, i když se na první pohled zdá, že je to přesně naopak (Whittle, 2007, ss. 56 – 57).

4 Centrální mechanismy řízení chůze

Na řízený pohyb lze nahlížet jako na reakci pohybové soustavy, která je řízena vědomě, a reaguje na změny vnitřního nebo zevního prostředí, které jsou jako podněty nejprve vedeny dostředivě do centra, tam jsou zpracovány a na pohybový záměr a poté přeměněny na samotný pohyb (Véle, 1995, s. 20).

Řada vzorců je více méně stereotypního charakteru, jako jsou pohyby očí a hlavy při vizuálním nebo akustickém počítku, obranné pohyby, pohyby při polykání a kousání potravy nebo lokomoce, a nevyžadují volní kontrolu a tedy probíhají zřejmě bez účasti mozkové kůry (Králíček, 2011, s. 107).

Prvotním základem každého pohybu je postura. V případě chůze se dá hovořit o tzv. bipední postuře, která předchází každý pohyb. Ještě před započítím samotného pohybu se axiální systém dostává na vyšší úroveň aktivity, čímž nastavuje jednotlivé své segmenty tak, aby byly připraveny pro následující pohyb. Posturální funkce je, dalo by se říct, esencí pohybu, neboť je jeho součástí, předchází ho a zároveň i ukončuje (Véle, 1995, s. 44).

Řízení kosterního svalstva tvoří samostatný funkční celek. Kosterní svaly jsou řízeny mozkem a míchou, ze kterých vycházejí mozkové a míšní nervy, jejichž prostřednictvím je řízena aktivita kosterního svalstva. Nejde pouze o jednocestný spoj, ale je nutná existence oboustranného spojení, kdy jsou pomocí aferentních drah přinášeny signály, jakým způsobem dané svaly pracují. Tyto informace umožňují systému vyhodnotit, korigovat a stanovit novou strategii pohybu. Díky tomu je systém schopen adekvátní reakce a přesné korekce pohybu. Rychlost šíření impulsu je v nervové soustavě konstantní, proto množství těchto korekčních informací je pořád stejné. Proto pomalý pohyb může být výrazněji korigován a upraven než pohyb rychlý (Latash, 2008, ss. 170-171; Véle, 1995, ss. 20, 61).

Svalový tonus tvoří základ veškerých pohybů, je řízen činností spinální míchy. Z této oblasti jsou řízeny i reakce posturální a regulovány reflexy vzpřimovací. Na řízení a kontrole těchto reakcí se podílejí další ústrojí jako retikulární formace, mozeček nebo statokinetické čidlo. Vzpřimovací reflexy a posturální reakce jsou základem úmyslných pohybů, řízených mozkovou kůrou, za účasti bazálních ganglií a korové části mozečku (Trojan a Druga, 2005, ss. 29-30).

4.1 Centrální generátory pohybu

Pohyb je zřejmě spouštěn z předem připraveného vzorce, který můžeme označit jako centrální motorický program. V paměti neurální sítě je zakódován jako generátor centrálního vzorce.

Jak předpokládal Brown v roce 1914, jsou motorické vzorce pozorované během lokomoce produkovány specializovanou neurální sítí, která je schopna produkovat rytmickou aktivitu i bez přítomnosti svalových reflexů. Bylo dále prokázáno, že tento typ lokomoce byl stále možný i po deafferentaci končetiny, tedy i přes absenci reflexů a bez dalšího feedbacku, tedy bez informací z končetinových proprioreceptorů (Latash, 2008, s. 222).

Představa centrálních generátorů pohybu je taková, že je to zjednodušeně soubor navzájem propojených buněk, které produkují rytmickou aktivitu. Jsou uloženy ve spinální míše, samostatně pro každou končetinu (Latash, 2008, s. 222).

Generátory centrálního vzorce jsou pravděpodobně aktivovány descendními impulsy z retikulární formace ve středním mozku, která se označuje jako mesencefalická lokomoční oblast. Aktivita této oblasti, tedy zvýšení množství impulsů, mění charakter chůze, tedy její frekvenci ve smyslu zpomalení nebo naopak zrychlení až do běhu (Latash, 2008, ss. 223-224).

Centrální generátory vzorce pohybu dostávají informace z periferních receptorů, jako jsou informace ze zrakových receptorů, vestibulárního aparátu a proprioreceptorů a pravděpodobně i z dalších struktur nervového systému. Množství těchto signálů může rovněž změnit charakter chůze. Stejně tak může být aktivita generátorů vzorce pohybu zvýšena i volně a to z vyšších center (Latash, 2008, s.223; Enoka, 2008, s. 156).

Předpokládá se, že centrální generátory vzorce pohybu obsahují tři typy buněk. První dva typy na sebe navzájem působí, navzájem potlačují svoji aktivitu a zároveň poskytují výstup pro výkonné orgány, motoneurony svalů účastnících se na pohybu. Tyto buňky pravděpodobně vykazují zvýšenou unavitelnost nebo se deaktivují po krátkém době vysoké aktivity. Buňky jedné skupiny buněk se tedy stávají vysoce aktivními a tím inhibují skupinu druhou. Po určité době se tyto buňky unaví nebo deaktivují a to umožní zvýšit aktivitu buněk druhého typu. Tento proces pokračuje tak dlouho, dokud obě skupiny buněk nejsou vnějším stimulem deaktivovány. Třetí skupina buněk zajišťuje vstup impulsů, které mohou potlačit nebo naopak zvýšit aktivitu prvních dvou skupin buněk. Dalo by se říci, že tato třetí skupina řídí parametry funkce tohoto jednoduchého systému (Latash, 2008, ss. 222-223).

Teorie centrálních generátorů vzorce pohybu se netýká pouze lokomoce, ale je aplikovatelná i na jiné rytmické aktivity, jako je např. dýchání, obranné reakce nebo polykání (Latash, 2008, s. 223; Pearson a Gordon in Enoka, 2002, s. 327).

5 Charakteristika hemiparetické chůze

Pacienti po CMP mají různou variabilitu deficitu v percepci, svalové síle, motorické kontrole, pasivní pohyblivosti, čítí, svalového tonu a v balanci. Všechny tyto poruchy mají své důsledky pro chůzi a mobilitu. Je jasné, že na celkový rozsah těchto problémů má vliv velikost a lokalizace postižené oblasti. Stejně se však na nich podílí i další faktory jako byly již dříve zmíněné kognitivní funkce, motivace a další přidružené choroby, stejně jako podpora rodina blízkých nebo domácí zázemí (Yavuzer, 2007, s. 1).

Hemiparetická chůze je často charakterizovaná jako pomalá s asymetrickou délkou kroku a se sníženou schopností selektivní motorické kontroly. Jsou výrazně sníženy a zpožděny rovnovážné reakce a redukována schopnost přenosu váhy na paretickou končetinu. Selektivní kontrola paretické končetiny je nahrazena masovými synergemi, kterým se musí přizpůsobit pohyb pánve a neparetické strany těla. Tyto kompenzatorní pohyby, které jsou nezbytné pro přesun, jsou spojeny s velkými výchylkami těžiště, což klade zvýšené nároky na spotřebu energie (Quervain et al, 1996, s. 1506; Lamontagne a Fung, 2004, pp. 2456-2457).

Hemiparetická chůze, jak již bylo řečeno, je zpomalená, pro pacienta namáhavá a celkově nekoordinovaná. Její důležitou charakteristikou je posturální asymetrie, tzn. posun hmotnosti těla nad zdravou končetinu, tento stav je viditelný i v klidném stoji, kdy je pacient značně nestabilní. Charakteristický je také daleko větší pohyb v latero-laterálním směru a s tím související výchylky pánve. Výchylky Center of Pressure (COP) jsou značně vyšší jednak díky celkově se zvyšujícím výchylkám pánve a celého těla, ale také extrémní korekční kotníkové aktivitě. Udává se, že pacienti po CMP mají 4x – 5x větší posturální instabilitu ve srovnání se stejně starými zdravými jedinci (Geurts et al., 2005, p. 268).

Asymetrická délka kroku je pravděpodobně způsobena horší schopností přenosu váhy na paretickou stranu, tím pádem je většinou zkrácena délka kroku na neparetické straně. Je prokázáno, že celková kroková asymetrie je přibližně přímo úměrná úpravě motorických funkcí a míře spasticity plantárních flexorů. Vážnutí přenosu váhy je důsledek neschopnosti posunout pánev nad stojnou končetinu. Tento shift pánve je nezbytným předpokladem pro dopředný pohyb a produkci kroku. Schopnost samostatného stoje na paretické končetině je předpokladem stabilní chůze. Jak je známo, vede zvětšená asymetrie k větším nárokům na energii a tím zvyšuje přímo úměrně i riziko pádů (Yavuzer 2007, s. 2).

Již samotný začátek chůze, tedy akcelerace, je asymetrická, nejvýraznější je to v situaci, kdy váha je na paretické straně. Předpokládá se, že je to způsobeno nedostatečnou laterální

stabilizací segmentů trupu, což má za následek instabilitu (Kanis, Oden a Johnell, 2001, s. 704).

Z kinematických charakteristik vážne nejčastěji převzetí opory na paretickou dolní končetinu při stojné fázi, což má za následek vytvoření energeticky náročnější posturální strategie. Narušená je také švihová fáze, která klade vysoké nároky na elevaci paretické strany pánve, aby tak byl umožněn její švih paretické končetiny (Chen et al., 2004, p. 55).

Z časoprostorových charakteristik je narušena rychlost chůze, obecně se udává nižší rychlost v rozmezí 0,2 – 0,8 m/s, což je zapříčiněno zejména narušenou švihovou fází paretické dolní končetiny. S narušením stojné a švihové fáze souvisí i asymetrie kroku a tedy i celkové zkrácení délky kroku (Chen et al., 2004, pp. 55–56).

Vedle kinematických a časoprostorových charakteristik je narušena také adaptace, tzn., že pacienti špatně přizpůsobují chůzi změnám vnějšího prostředí, např. mají problém reagovat na překážky a vyhnout se jim. Samotné přizpůsobení chůze je řešeno nejčastěji změnou délky kroku a nikoli kadence, jak je typické u zdravých, kde změna délky kroku jde ruku v ruce se změnou frekvence (Bayat et al, 2005, p. 121).

6 Terapie pacientů na chodícím páse

Terapie chůze pomocí chodících pásů není v dnešní rehabilitaci novinkou. Chodící pásy jsou využitelné pro terapii pacientů, kteří jsou schopni samostatné chůze, ale i pro pacienty, kteří s ní mají problém, což je umožněno díky využití závěsného zařízení.

Charakteristiky hemiparetické chůze na běžícím páse se mění. Dochází ke zlepšení extenze v kyčelním kloubu, tedy i plynulejší extenzi v kloubu kolenním (Bayat et al., 2005, p. 120).

Chůze na treadmillu je pomalejší než běžná chůze, dochází při ní k prodloužení stojné fáze na paretické dolní končetině a snížení délky fáze dvojí opory (Bayat et al., 2005, p. 120).

Celkově je chůze symetričtější v porovnání s chůzí v prostoru a zároveň vykazuje větší extenzi v kyčli. Dochází ke snížení spasticity plantárních flexorů, pravděpodobně díky jejich odlehčení, snižují se patologické kokontrakce mezi m. tibialis anterior a mm. gastrocnemii, zlepšuje se zapojení dorsiflexorů nohy, což umožňuje kontakt paty s podložkou (Mayer, 2000, s. 68, Hesse et al, 1999, p. 426).

Uvádí se, že chůze na chodícím páse má až o 17% rychlejší zlepšení rychlosti, symetrie a celkově schopnosti chůze než pouze samostatná chůze v prostoru (Roerding et al., 2007, p. 1010; Savin, Morton Whitall, 2013, p. 8)

Terapie pomocí C-mill umožňuje kombinaci chodícího pásu s vizuálními a akustickými signály. Využití vizuálních kamenů promítaných na chodící pás pomocí projektoru, viz. obr. 1a., s. 29., má vliv na délku šířku kroku, tím i zlepšení symetrie kroku. Vizuální kameny mohou být upravovány tak, aby se výsledná chůze přiblížila, co možná nejvíce fyziologické chůzi. Promítáním překážek a modifikací kroku pomocí kamenů, viz. obr. 1b., s. 30, rovněž zlepšuje adaptabilitu pacienta (Bank et al., 2011, p. 167).

Akustické signály mají rovněž vliv na symetrii kroku, lépe působí, když je akusticky podporován heel-strike na obou končetinách. V korelaci s tímto jevem se zvyšuje také rychlost chůze (Roerdink, 2009, p. 75).

Modifikací frekvence a délky zvukového impulzu lze ovlivnit jednotlivé parametry a rychlost chůze. S rostoucí frekvencí zvukových impulzů roste rychlost chůze, s klesající frekvencí a s rostoucí délkou impulzu klesá rychlost chůze, ale prodlužuje se délka kroku. S rostoucí frekvencí se snižuje asymetrie kroku, protože se snižuje délka kroku na paretické straně se zachováním nebo pouze mírným prodloužením kroku na neparetické straně (Roerding et al., 2007 s 1019).

Obrazek 1a., 1b. Terapie pomocí C-Mill s využitím vizuálních kamenů (Hollands et al., 2013, p. 5)



7 Cíle a hypotézy

Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv terapie na chodícím páse C-mill na lokomoční aktivitu pacientů po cévní mozkové příhodě.

Dílčí cíle

1. Zhodnocení vlivu terapie pomocí vizuálních kamenů na parametry chůze pacientů po cévní mozkové příhodě.
2. Zhodnocení vlivu terapie pomocí metronomu na parametry chůze pacientů po cévní mozkové příhodě.
3. Porovnání testů Timed Up and Go bez kognitivního a s kognitivním úkolem před první a po poslední terapii na chodícím páse C-mill.
4. Porovnání výsledků 10 Meter Walking testu před první a po poslední terapii na chodícím páse C-mill.

Hypotézy

H₀1: Neexistuje významný efekt terapie na chodícím páse C-mill pro parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu
- délka kroku
- pravolevá asymetrie
- procentuální délka stojné fáze.

H_A1: Existuje významný efekt terapie na chodícím páse C-mill pro parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevou asymetrii.

H₀2: Neexistuje významný efekt terapie s využitím vizuálních nášlapných kamenů pro parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu,
- délka kroku,
- pravolevá asymetrie
- procentuální délka stojné fáze.

H_{A2}: Existuje významný efekt terapie s využitím vizuálních nášlapných kamenů pro parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevá asymetrie.

H₀₃: Neexistuje významný efekt terapie s využitím metronomu na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu,
- délka kroku,
- pravolevá asymetrie
- procentuální délka stojné fáze.

H_{A3}: Existuje významný efekt terapie s využitím metronomu na parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevá symetrie.

H₀₄: Neexistuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill u funkčních parametrů chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

H_{A4}: Existuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill u funkčních parametrů chůze: TUG a TUG s kognitivním úkolem.

H₀₅: Neexistuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill na časový parametr chůze.

- 10 Meter Walking Test.

H_{A5}: Existuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill na časový parametr chůze 10 Meter Walking Test

8 Metodika experimentu

8.1 Charakteristika testovaného souboru

Do experimentu bylo zařazeno 12 pacientů po cévní mozkové příhodě 11 ischemického a 1 hemoragického typu, kteří byli hospitalizováni na lůžkové části oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Průměrný věk byl 56, 8 let, doba od příhody 46, 6 dne. U pěti pacientů se projevila cévní mozková příhoda jako pravostranná hemiparéza, u 6 pacientů jako levostranná a u jednoho jako kvadraparéza.

Podmínkou zařazení do studie byla schopnost samostatné chůze bez dopomoci, maximálně s jednou vycházkovou nebo francouzskou holí. Pacient musel mít zachovány percepční a sensorické funkce, musel být schopen rozpoznat překážky promítané na chodící pás a porozumět informacím vyšetřujícího a adekvátně na ně reagovat. Další podmínkou byla také stabilní neurologická symptomatologie.

Tabulka 1 Charakteristika testovaného souboru

n	later.	věk	základní diagnóza	doba od vzniku CMP	pomůcka pro chůzi	afázie	porucha čítí	spasticita	chůze
1	dx.	68	i ACM sín.	57 d	ne	ne	ne	ne	nad 1 km
2	sín.	41	i ACI dx.	26 d	ne	ne	povrchové akrum	AŠ - 1+	nad 1 km
3	sín.	50	i ACM dx.	34 d	ne	ne	povrchové akrum	ne	nad 1 km
4	dx.	66	i ACM sín.	26 d	ne	ne	ne	ne	nad 1 km
5	dx.	60	i AV + AB sín.	51 d	ne	ne	ne	ne	pod 1 km
6	sín.	63	i ACM dx.	18 d	1 FB	ne	ne	ne	nad 1 km
7	dx.	74	i ACM sín.	10 d	1 FB	ne	povrchové akrum	AŠ - 1+	pod 1 km
8	sín.	56	i ACM dx.	18 d	ne	ne	ne	ne	nad 1 km
9	kvadru.	35	i AV sín.	273 d	ne	ne	ne	AŠ - 1+	nad 1 km
10	sín.	42	hIC FP	20 d	ne	ne	ne	ne	do 1 km
11	dx.	64	i ACM dx.	12 d	ne	ne	ne	ne	nad 1 km
12	sín.	62	i ACM dx.	14 d	1 FB	ne	povrchové akrum	AŠ - 1+	pod 1 km

Legenda k tabulce 1

n – počet měřených osob

km – kilometr

later. – strana postižená hemiparézou

i – ischemické onemocnění mozku

FH – francouzská hůl

h – hemoragické onemocnění mozku

ACM – arteria cerebri media

ACP – arteria cerebri posterior

BG – bazální ganglia

IC FP intracerebrální fronto-parietálně

AŠ – modifikovaná Ashworthova škála pro hodnocení spasticity

8.2 Průběh měření

Pacienti byli seznámeni s průběhem a účelem měření, podepsali informovaný souhlas a dále tím možnost k vyhodnocení a zpracování získaných dat pro účel této práce.

Celkový počet sezení byly 4 v délce 15 min. Přítomnost spasticity se hodnotila dle pěti stupňové Ashwortovy škály na stupnici 0-4. Dalším nutným bodem bylo testování povrchového a hlubokého čítí, percepčních a sensorických funkcí.

Pro posouzení rizika pádu a schopnosti chůze byl vybrán Timed Up and Go Test. tzv. TUG, při kterém pacient nejprve sedí na židli, po povelu jděte následuje co možná nejrychlejší, ale pro pacienta ještě bezpečná 3 m chůze k otočnému bodu, kde se otočí a jde směrem zpět k židli. Celý test je zakončen v okamžiku, kdy se pacient znovu posadí na židli. Dovolným prostředkem je využití opěradel židle při vstávání a následném posazení.

Test byl dále modifikován s použitím kognitivního úkolu tzv. dual task forma, kdy pacient odpočítával vždy sedmičku od čísla sto. Naměřené časy byly dále analyzovány. Test byl proveden před první a po poslední ukončené terapii.

Pro objektivizaci rychlosti chůze v m/s byl použit 10 Meter Walk Test, vždy před prvním, následně po skončení posledního sezení. Pacient je při něm instruován, aby při povelu „jděte“ šel svou pohodlnou chůzí a na povel stop se zastaví. Měření je realizováno ve vteřinách mezi okamžikem, kdy pacient překročí 2 m hranici, až do okamžiku, kdy mine 8 m hranici.

8.3 Průběh terapie

Samotné měření a následná terapie byla provedena na chodícím pásu C-mill ForceLink B.V. se zabudovanou silovou plošinou. Během 2 minutového warm-up byla rychlost chůze optimalizována na individuální požadavky pacienta, tzn. maximální, která byla pro pacienta příliš rychlá. Postupným snižováním jsme se dostali na rychlost, která byla pro pacienta maximální, ale ještě přijatelná a komfortní. Následovalo jednodominutové měření časoprostorových charakteristik. Od 4. do 6. minuty byla chůze stimulována vizuálními kameny, promítanými z projektoru na chodící pás. Cílem je snížení asymetrie chůze. Vzdálenost a šířka promítaných vizuálních kamenů odpovídala krokům pacienta a byla nastavena tak, aby se maximálně blížili přirozenému krokovému stereotypu. Pacient byl instruován, aby postupně došlapoval na jednotlivé nášlapné kameny a tím upravil délku a šířku kroku. Poté byl pacient instruován, aby již bez vizuálních podnětů zachoval stejný charakter chůze během dalšího 1 minutového kontrolního měření. Pro změnu sensorické

informace a možnost porovnání vizuálního a akustického vstupu byla mezi 8. a 10. minutou chůze stimulována pomocí metronomu, kdy byla frekvence a délka impulsu opět přizpůsobena fyziologickému krokovému stereotypu. Po této fázi byl pacient opět vyzván, aby zachoval stejný charakter chůze již bez akustického stimulu a bylo provedeno opět 1 min. kontrolní měření.

V závěrečné 3. min. části byla chůze modifikována pomocí nášlapných kamenů a překážek. Pacient byl instruován, aby našlapoval na jednotlivé kameny jako při tréninku symetrie, na kameny, které změni barvu, však našlápnout nesměl a musel použít jinou strategii kroku. Tato variabilita byla zvolena pro všechny pacienty stejná při všech sezeních a to jako 10 % variabilita kamenů, kdy počet kamenů měnících barvu bylo 6 za 1 min. Následovalo opět 1 minutové kontrolní měření, kdy byl pacient instruován, aby se pokusil o stejný charakter chůze jako před tréninkem variability.

Po skončení poslední terapie bylo provedeno opět kontrolní testování pomocí TUG testu bez a s kognitivním úkolem a 10 Meter Walking testu.

9 Statistické zpracování dat

K analýze dat byl použit statistický software IBM SPSS Statistics verze 22 (USA). K zjištění efektu terapie při opakovaném měření byl použit Wilcoxonův párový test. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05. V případě signifikantního výsledku byly distribuce hodnot měřených parametrů v situaci před terapií a po terapii a distribuce rozdílů (po-před) terapií zobrazeny pomocí kvartilového krabicového grafu.

10 Výsledky

10.1 Testování hypotézy H_01

H_01 : Neexistuje významný efekt terapie na chodícím páse C-mill pro parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevou symetrii.

Platnost hypotézy H_01 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_01 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy pro parametr délka kroku u paretické DK a asymetrii délky kroku. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně delší délku kroku u paretické dolní končetiny ($p = 0,041$) a signifikantně menší asymetrii v délce kroku ($p = 0,015$) na konci terapie na chodícím pásu C-mill.

Následující tabulka uvádí mediány, minimální a maximální hodnoty měřených parametrů na začátku terapie a na konci terapie. Tyto popisné charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot daného parametru, tj. pro diference (po-před) terapií. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty signifikance menší než 0,05, které potvrzují statisticky významný efekt terapie, jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Tabulka 2 Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot měřených parametrů

Chodící pás C-mill	Medián	Minimum	Maximum	p
SL Par začátek terapie (mm)	430,0	263	497	0,041
SL Par na konci terapie (mm)	464,0	309	528	
SL Par rozdíl	40,5	-49	93	
SL NPar začátek terapie (mm)	413,5	277	509	0,170
SL NPar na konci terapie (mm)	430,0	281	536	
SL NPar rozdíl	16,5	-56	124	
Asymetrie SL začátek terapie %	6,8	2,8	25,0	0,015
Asymetrie SL konec terapie %	3,9	0,2	22,0	
Asymetrie SL rozdíl %	-2,8	-20,1	3,7	
CT Par začátek terapie (s)	1,07	0,75	2,26	0,646
CT Par konec terapie (s)	1,05	0,66	1,35	

CT Par rozdíl (s)	0,00	-1,05	0,19	
CT NPar začátek terapie (s)	1,11	0,85	2,45	0,592
CT NPar konec terapie (s)	1,13	0,72	1,29	
CT NPar rozdíl (s)	-0,02	-1,23	0,15	
Asymetrie CT začátek terapie %	7,15	0,4	13,5	0,158
Asymetrie CT konec terapie %	3,75	0,4	9,8	
Asymetrie CT rozdíl %	-2,05	-7,6	3,4	
DSF Par 1	7,0	4,0	14,0	0,589
DSF Par 4	8,0	2,0	14,0	
DSF Par rozdíl %	0,5	-5,0	4,0	
DSF Npar 1	10,5	7	20	0,580
DSF Npar 4	9,0	6	17	
DSF NPar rozdíl %	-1,0	-11	5	

Legenda k tabulce 2

CT - contact time (doba kontaktu)

DSF - délka stojné fáze

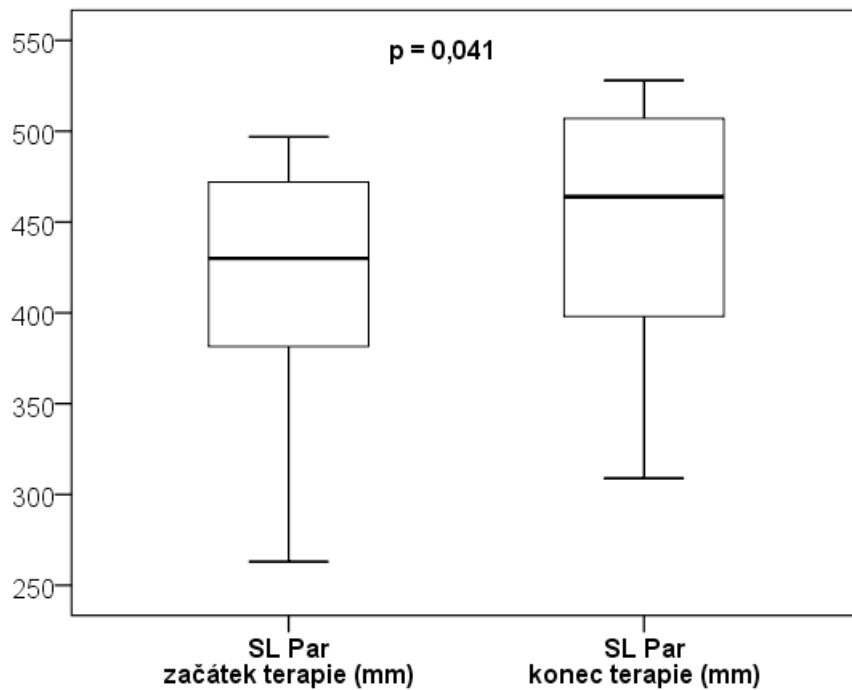
Npar - neparetická končetina

Par - paretická končetina

p – hladina statistické významnosti

SL - step lenght (délka kroku)

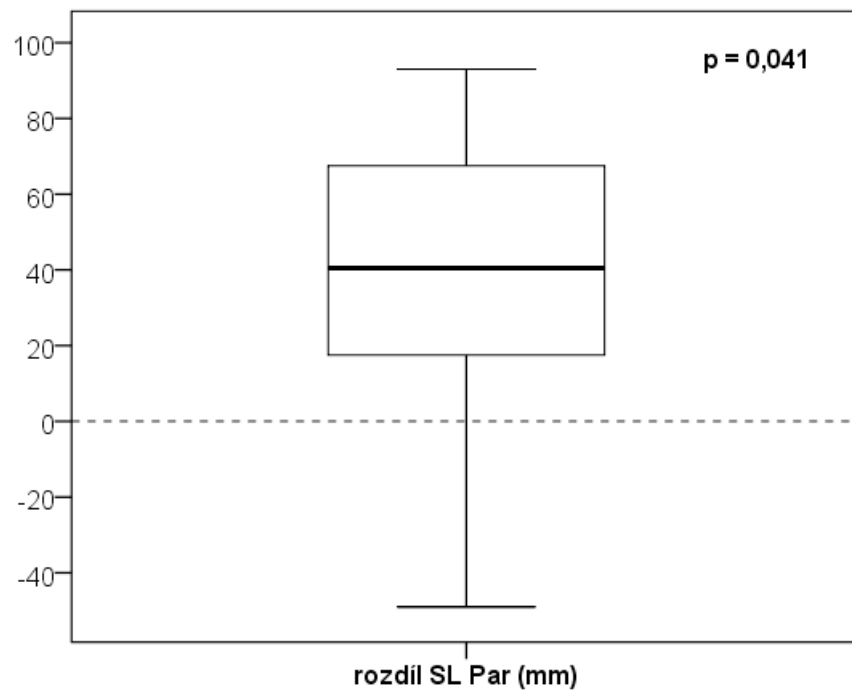
Distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci terapie byla zobrazena pomocí kvartilového krabicového grafu. Silná čára v krabici odpovídá mediánu hodnot, dno krabice odpovídá 1. kvartilu a víko krabice odpovídá 3. kvartilu. Svorka dole a nahoře zobrazují neodlehlou minimální a maximální hodnotu.



Obrazek 2 Graf distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci terapie

Legenda k obrázku 2

p – hladina statistické významnosti
 SL - step lenght (délka kroku)

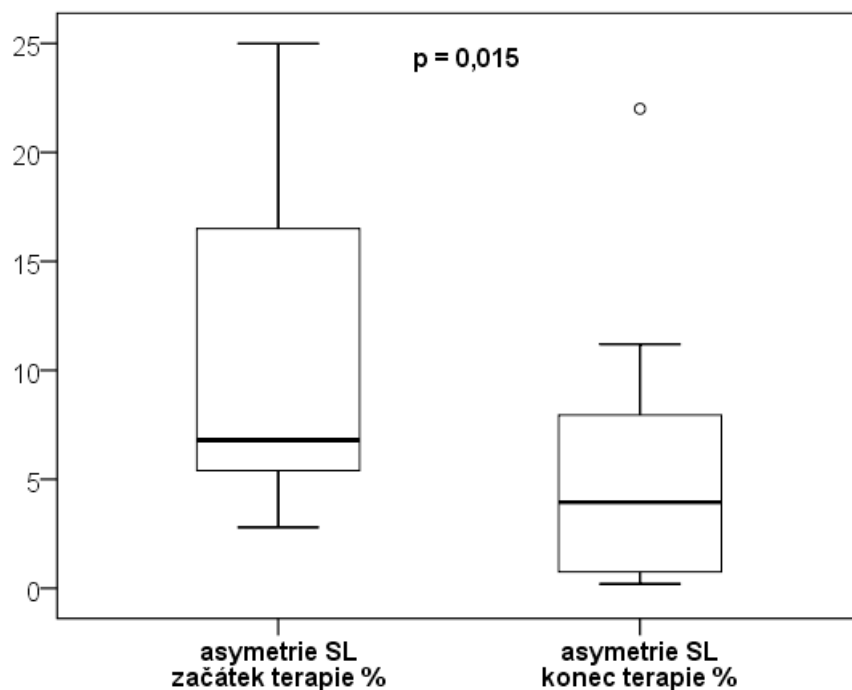


Obrazek 3 Graf distribuce změny délky kroku u paretické DK, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií

Legenda k obrázku 3

p – hladina statistické významnosti
SL - step length (délka kroku)

Distribuci asymetrie délky kroku u paretické DK na začátku a na konci terapie ukazuje následující graf. Symbol kroužek zobrazuje odlehlou hodnotu.

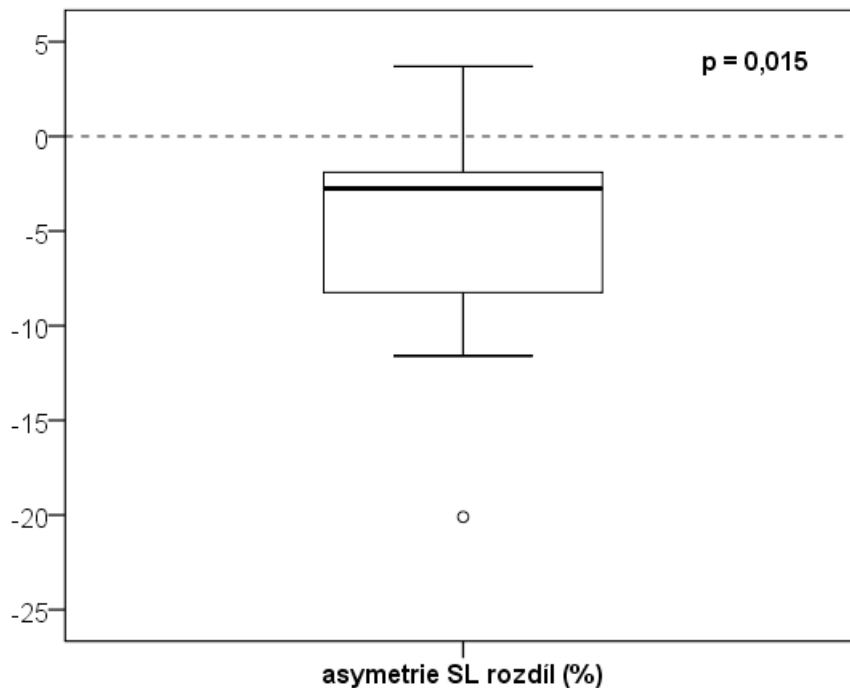


Obrázek 4 Graf distribuce asymetrie délky kroku u paretické DK na začátku a na konci terapie

Legenda k obrázku 4

p – hladina statistické významnosti
SL - step length (délka kroku)
° - odlehlá hodnota

Distribuci změny asymetrie délky kroku u paretické DK, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií ukazuje následující graf.



Obrázek 5 Graf distribuce změny asymetrie délky kroku u paretické DK před a po terapii

Legenda ke grafu 4

p – hladina statistické významnosti

SL - step length (délka kroku)

° - odlehlá hodnota

10.2 Testování hypotézy H_02

H_02 : Neexistuje významný efekt terapie s využitím vizuálních nášlapných kamenů pro parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevá symetrie.

Platnost hypotézy H_02 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_02 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy pro parametr délka kroku u paretické DK. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně delší délku kroku u paretické dolní končetiny ($p = 0,015$) na konci terapie s využitím vizuálních nášlapných kamenů.

Následující tabulka uvádí mediány, minimální a maximální hodnoty měřených parametrů na začátku terapie a na konci terapie. Tyto popisné charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot daného parametru, tj. pro difference (po-před) terapií. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty signifikance menší než 0,05, které potvrzují statisticky významný efekt terapie, jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Tabulka 3 Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot měřených parametrů při vizuální stimulaci

Vizuální stimulace	Medián	Minimum	Maximum	p
SL Par 1 (mm)	430,0	263	497	0,015
SL Par 4 (mm)	454,0	316	525	
SL Par rozdíl (mm)	36,0	-39	56	
SL NPar 1 (mm)	413,5	277	509	0,308
SL NPar 4 (mm)	442,0	260	555	
SL NPar rozdíl (mm)	8,5	-64	120,0	
Asymetrie SL 1 %	6,8	2,8	25,0	0,117
Asymetrie SL 4 %	4,7	0,2	24,4	
Asymetrie SL rozdíl %	-1,4	-20,1	12,6	
CT Par 1 (s)	1,07	0,75	2,26	0,328
CT Par 4 (s)	1,05	0,65	1,24	
CT Par rozdíl (s)	-0,03	-1,09	0,08	
CT Npar 1 (s)	1,11	0,85	2,45	0,359
CT Npar 4 (s)	1,11	0,72	1,30	
CT NPar rozdíl (s)	-0,01	-1,31	0,16	
Asymetrie CT 1 %	3,95	1,0	11,1	0,814
Asymetrie CT 4 %	3,35	0,1	9,7	
Asymetrie CT rozdíl %	0,25	-7,6	3,1	
DSF Par 1 %	67,0	64	74	0,526
DSF Par 4 %	68,0	62	72	
DFS Par rozdíl %	0,0	-6	3	
DSF Npar 1 %	70,5	67	80	0,655
DSF Npar 4 %	70,5	67	80	
DFS NPar rozdíl %	0,0	-1	3	

Legenda k tabulce 3

CT - contact time (doba kontaktu)

DSF - délka stojné fáze

Npar - neparetická končetina

Par - paretická končetina

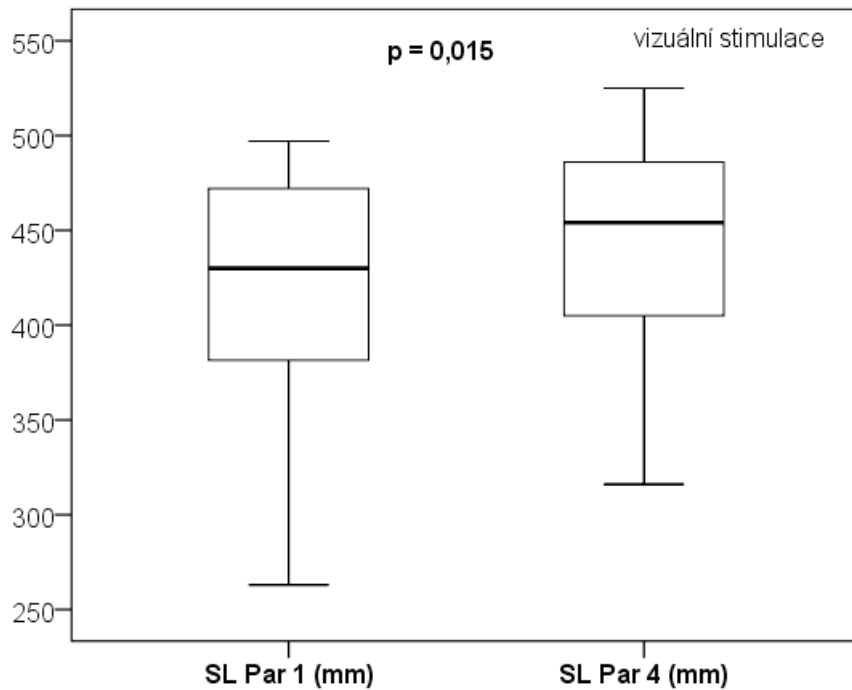
p – hladina statistické významnosti

SL - step length (délka kroku)

1 – před 1. terapií

4 – po poslední terapii

Distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci terapie s využitím vizuálních nášlapných kamenů byla zobrazena pomocí kvartilového krabicového grafu.

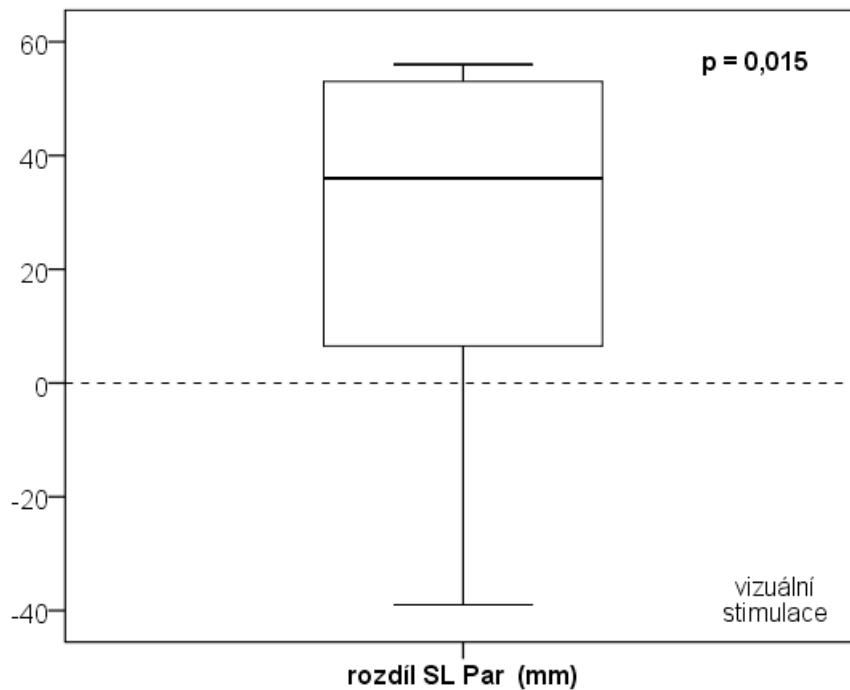


Obrázek 6 Graf distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci poslední terapie při vizuální stimulaci

Legenda k obrázku 6

p – hladina statistické významnosti
 SL - step length (délka kroku)

Distribuci změny délky kroku u paretické DK, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií s využitím vizuální stimulace ukazuje následující graf.



Obrázek 7 Graf distribuce změny délky kroku u paretické DK před 1. a po poslední vizuální stimulací

Legenda k obrázku 7

p – hladina statistické významnosti
 SL - step length (délka kroku)

10.3 Testování hypotézy H_03

H_03 : Neexistuje významný efekt terapie s využitím metronomu na parametry krokového cyklu: délka kroku, doba kontaktu, délka stojné fáze a pravolevá symetrie.

Platnost hypotézy H_03 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_03 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy pro parametr délka kroku u paretické DK. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně delší délku kroku u paretické dolní končetiny ($p = 0,015$) na konci terapie s využitím akustické stimulace.

Následující tabulka uvádí mediány, minimální a maximální hodnoty měřených parametrů na začátku terapie a na konci terapie. Tyto popisné charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot daného parametru, tj. pro difference (po-před) terapií. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty

signifikance menší než 0,05, které potvrzují statisticky významný efekt terapie, jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Tabulka 4 Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot měřených parametrů při akustické stimulaci

Akustická stimulace	Medián	Minimum	Maximum	p
SL Par 1 (mm)	430,0	263	497	0,015
SL Par 4 (mm)	461,5	309	518	
SL Par rozdíl (mm)	31,5	-34	86	
SL NPar 1 (mm)	413,5	277	509	0,308
SL NPar 4 (mm)	426,5	272	541	
SL NPar rozdíl (mm)	4,00	-56	107	
Asymetrie SL 1 %	6,80	2,8	25,0	0,060
Asymetrie SL 4 %	4,90	0,2	23,3	
Asymetrie SL rozdíl %	-2,80	-20,1	6,6	
CT Par 1 (s)	1,07	0,75	2,26	0,556
CT Par 4 (s)	1,08	0,67	1,27	
CT Par rozdíl (s)	-0,03	-1,09	0,31	
CT Npar 1 (s)	1,11	0,85	2,45	0,386
CT Npar 4 (s)	1,10	0,72	1,30	
CT NPar rozdíl (s)	-0,03	-1,27	0,14	
Asymetrie CT 1 %	4,7	0,2	13,3	0,146
Asymetrie CT 4 %	3,0	0,5	9,9	
Asymetrie CT rozdíl %	-0,8	-7,6	2,2	
DSF Par 1 %	67,0	64	74	0,482
DSF Par 4 %	68,0	63	72	
DSF Par rozdíl %	0,0	-6	5	
DSF Npar 1 %	70,5	67	80	0,673
DSF Npar 4 %	69,5	67	78	
DSF NPar rozdíl %	0,0	-12	6	

Legenda k tabulce 4

CT - contact time (doba kontaktu)

DSF - délka stojné fáze

Npar - neparetická končetina

Par - paretická končetina

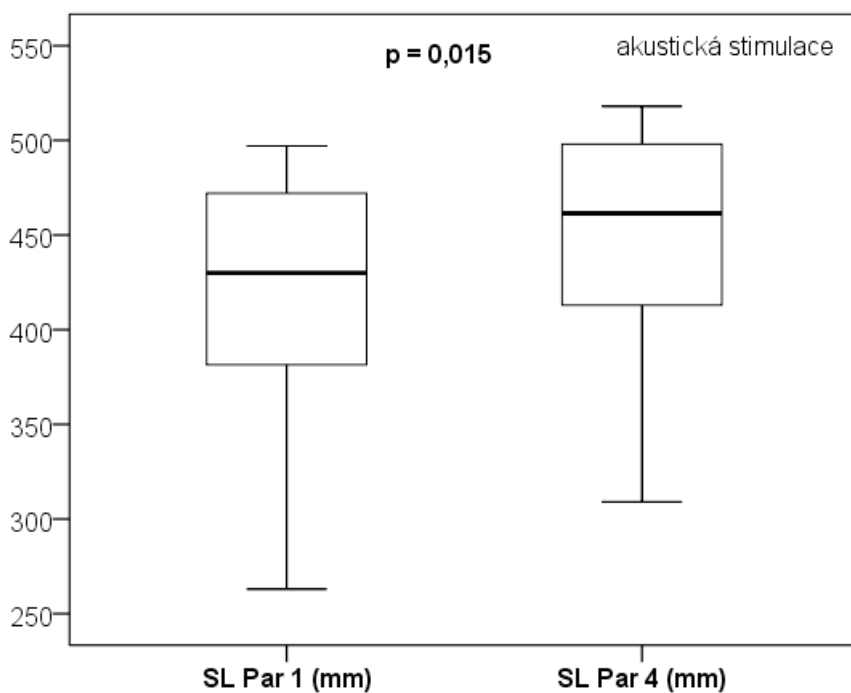
p – hladina statistické významnosti

SL - step lenght (délka kroku)

1 – před 1. terapií

4 – po poslední terapii

Distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci terapie s využitím akustické stimulace byla zobrazena pomocí kvartilového krabicového grafu.

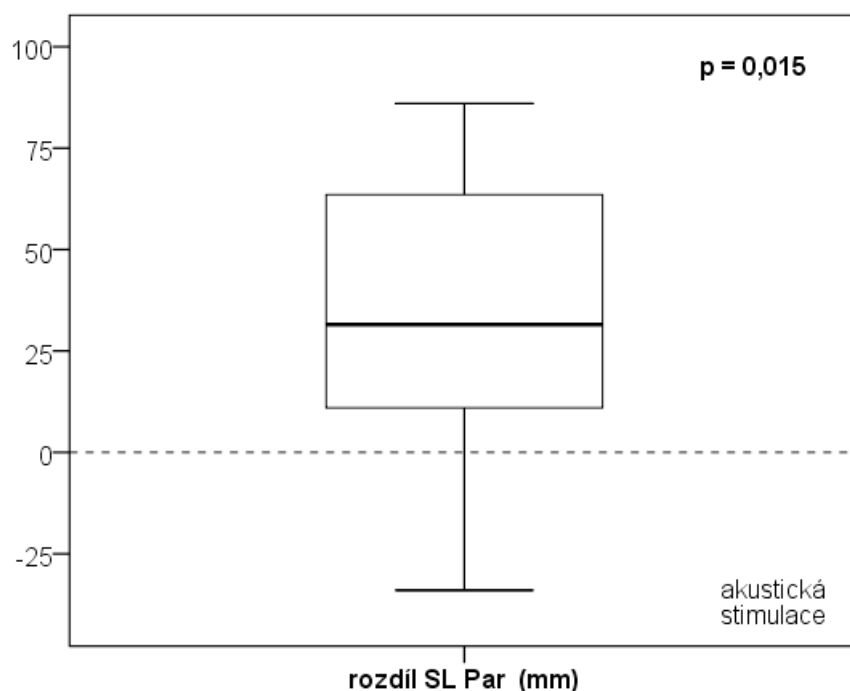


Obrázek 8 Graf distribuce délky kroku pro paretickou DK na začátku a konci poslední terapie s využitím akustické stimulace

Legenda k obrázku 8

p – hladina statistické významnosti
SL - step length (délka kroku)

Distribuce změny délky kroku u paretické DK, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií s využitím akustické stimulace.



Obrázek 9 Graf distribuce změny délky kroku u paretické DK před a po poslední terapii akustickou stimulací

Legenda k obrázku 9

p – hladina statistické významnosti
 SL - step length (délka kroku)

10.4 Testování hypotézy H_04

H_04 : Neexistuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill u funkčních parametrů chůze: TUG a TUG s kognitivním úkolem.

Platnost hypotézy H_04 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_04 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní snížení hodnot parametru TUG ($p = 0,002$) i parametru TUG s kognitivním úkolem ($p = 0,002$) na konci terapie chůze na chodícím páse C-mill.

Následující tabulka uvádí mediány, minimální a maximální hodnoty parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem na začátku terapie a na konci terapie. Tyto popisné charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot daného parametru, tj. pro diference (popřed) terapií. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova

párového testu. Hodnoty signifikance menší než 0,05, které potvrzují statisticky významný efekt terapie, jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Tabulka 5 Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem na začátku terapie a na konci poslední terapie

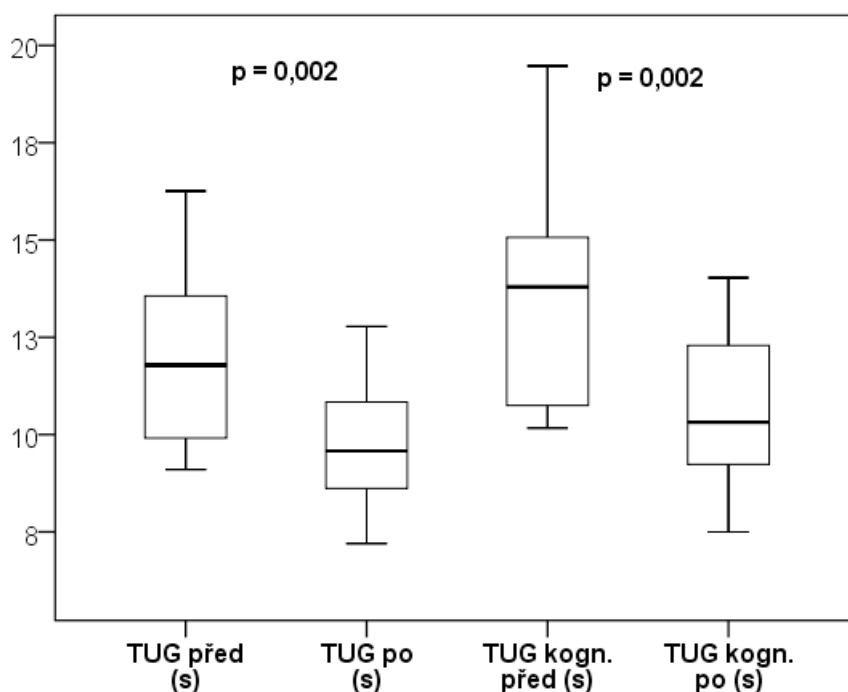
Chodící pás C-mill	Medián	Minimum	Maximum	p
TUG před (s)	11,79	9,10	16,26	0,002
TUG po (s)	9,58	7,20	12,78	
TUG rozdíl (s)	-1,90	-4,05	-0,90	
TUG kogn. před (s)	13,80	10,17	19,47	0,002
TUG kogn. po (s)	10,32	7,50	14,03	
TUG před (s)	11,79	9,10	16,26	

Legenda k tabulce 5

TUG - Timed UP and Go test

TUG kogn. - Timed UP and Go test s kognitivním úkolem

Distribuce hodnot parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem na začátku a konci terapie chůze na chodícím páse C-mill byla zobrazena pomocí kvartilového krabicového grafu.



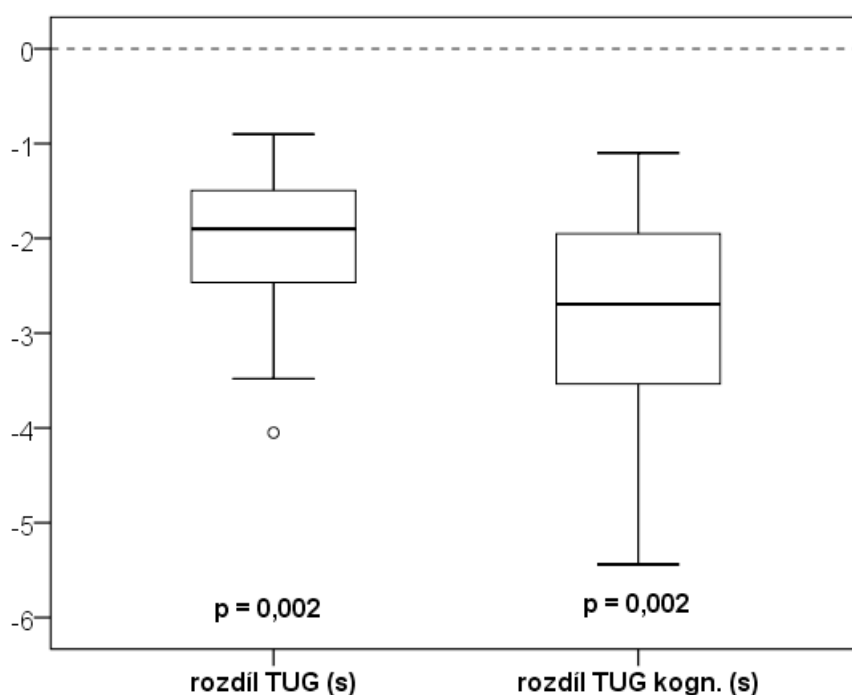
Obrázek 10 Graf distribuce hodnot parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem na začátku a po poslední terapii

Legenda k obrázku 10

TUG - Timed UP and Go test

TUG kogn. - Timed UP and Go test s kognitivním úkolem

Distribuci změny hodnot parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií chůze na chodícím páse C-mill ukazuje následující graf. Symbol kroužek zobrazuje odlehlou hodnotu parametru.



Obrázek 11 Graf distribuce změny hodnot parametru TUG a TUG s kognitivním úkolem před a po poslední terapii

Legenda k obrázku 11

TUG - Timed UP and Go test

TUG kogn. - Timed UP and Go test s kognitivním úkolem

10.5 Testování hypotézy H_05

H_05 : Neexistuje významný efekt terapie chůze na chodícím páse C-mill na časový parametr chůze 10 Meter Walking Test.

Platnost hypotézy H_05 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Hypotézu H_05 zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy. Wilcoxonův párový test prokázal signifikantní snížení hodnot časového parametru chůze 10 Meter Walking Test na konci terapie chůze na chodícím páse C-mill.

Následující tabulka uvádí mediány, minimální a maximální hodnoty parametru 10 Meter Walking Test na začátku terapie a na konci terapie. Tyto popisné charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot tohoto parametru, tj. pro difference (po-před) terapií. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnota signifikance je menší než 0,05, potvrzuje statisticky významný efekt terapie.

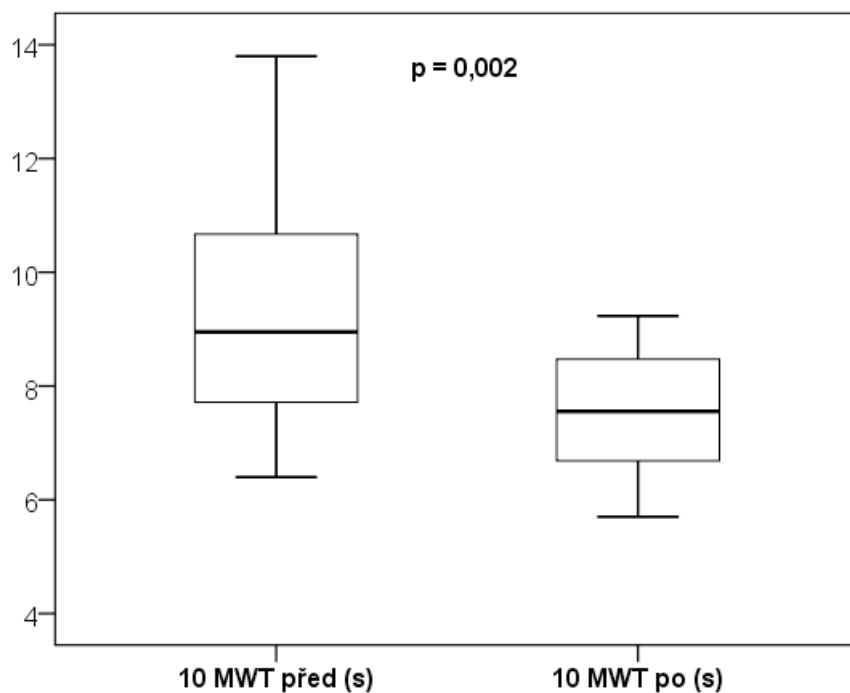
Tabulka 6 Tabulka mediánů, minimální a maximální hodnoty parametru 10 Meter Walking Test na začátku terapie a po poslední terapii

Chodící pás C-mill	Medián	Minimum	Maximum	p
10 MWT před (s)	8,95	6,40	13,80	0,002
10 MWT po (s)	7,56	5,70	9,23	
10 MWT rozdíl (s)	-1,48	-4,57	-0,15	

Legenda k tabulce 6

10 MW - 10 Meter Walking test

Distribuce hodnot časového parametru 10 Meter Walking Test na začátku a konci terapie chůze na chodícím páse C-mill byla zobrazena pomocí kvartilového krabicového grafu.

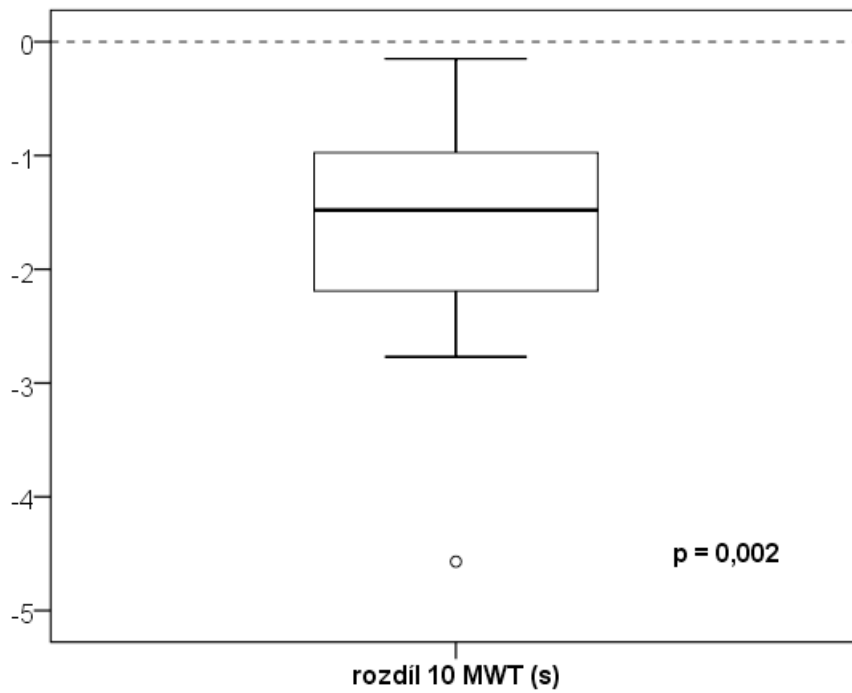


Obrázek 12 Graf distribuce hodnot časového parametru 10 Meter Walking Test na začátku a po poslední terapii

Legenda k obrázku 12

10 MW - 10 Meter Walking test

Distribuci změny hodnot časového parametru 10 Meter Walking Test, tj. rozdělení diferencí (po-před) terapií chůze na chodícím páse C-mill ukazuje následující graf. Symbol kroužek zobrazuje odlehlou hodnotu difference.



Obrázek 13 Graf distribuce změny hodnot časového parametru 10 Meter Walking Test před 1. a po poslední terapii

Legenda k obrázku 13

10 MW - 10 Meter Walking test

11 Diskuze

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda je rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě pomocí chodícího pásu s možností vizuální a akustické stimulace efektivní a dostatečně přínosná, aby ovlivnila jak prostorové, tak i časové parametry chůze. Cílem této kapitoly je porovnat získané výsledky s poznatky jiných studií.

Jak je dokázáno, většina úpravy po prvních dvou týdnech je umožněna díky neuroplastickým dějům probíhajícím v mozku, kdy určité specifické okrsky mozku přebírají částečně funkci porušených okrsků (Chen, Cohen a Hallett, 2002. 764).

Je jasné, že v těchto prvních týdnech je enormním benefitem pro úpravu, když je rehabilitace dostatečně variabilní a funkčně orientovaná (Van Peppen et al., 2004, pp. 853-854).

Některé starší studie jako např. Wall a Turnbull (1986, 551-552) byly primárně zaměřené na trvání jednotlivých fází cyklu jak paretické, tak i neparetické dolní končetiny. Z jejich výsledků vyplývá, že by terapie měla být zaměřena pouze na prodloužení doby trvání jednooporové fáze na paretické dolní končetině. Studie Goldie, Matya a Evans (2000, pp. 1062-1063) naopak říkají, že téměř 50% osob po cévní mozkové příhodě má trvání jednooporové fáze v normálním rozmezí, pouze u 16,7% pacientů je délka trvání kratší a pro téměř 28,6% pacientů naopak delší než je běžné. Tato změna může být způsobena např. hyperextenzí kolene nebo zvýšeným tonem plantiflexorů stojné dolní končetiny. Rehabilitace by proto měla být zaměřena spíše na snížení délky trvání jednooporové fáze, aby se docílilo zlepšení rychlosti chůze a dosažení více symetrického vzoru (Goldie, Matyas a Evans, 2000, p. 1064).

Většina studií, jak již bylo řečeno, se zaměřuje zejména na tyto kvalitativní parametry chůze. Příliš nereflktují i jiné aspekty, které musí rehabilitace, a tedy i terapie chůze, nutně obsahovat a to zejména u osob po cévní mozkové příhodě.

Jakákoliv rehabilitace, ať již jde o rehabilitaci chůze nebo jiných dovedností, jde v ruku v ruce s úrovní zachovaných kognitivních funkcí. Co se normální lidské lokomoce týče, vykazuje u zdravých lidí poměrně malé nároky na pozornost. Vlastně pouze v případech, kdy přecházíme z jedné rychlosti chůze do jiné, jako při přechodu z chůze do běhu. Prakticky vůbec nepřemýšlíme o pohybu, ale soustředíme se na podstatné věci, jako např. na přecházení silnice, chycení balónu při hře. Jinými slovy myšlení při chůzi je spíše výjimka než pravidlo. Opačným případem je rehabilitace chůze, např. po cévní mozkové příhodě, kdy

je tato vědomá kontrola vzorce chůze vyžadována. Otázkou stále zůstává, jak tato vědomá kontrola může pomoci při znovu- učení tak automatické činnosti jako je chůze (Malone a Bastian, 2010, pp.1954-1955).

Reedukace motoriky, jako je v tomto případě terapie chůze, je příkladem motorického učení, kdy na základě individuální zkušenosti získáváme určitou formu chování specifickou k dané motorické činnosti. V tomto procesu nejde pouze o samotnou paměť se svými jednotlivými složkami, kdy díky sensorické paměti si danou informaci podržíme po krátkou dobu zhruba několika stovek milisekund. Informace jsou zpracovány a svým způsobem vyselektovány a převedeny do krátkodobé paměti. Konsolidace paměťové stopy do dlouhodobé paměti vyžaduje určitý počet opakování a minimální dobu trvání, to je zhruba kolem 5-10 minut, optimální je déle (Králíček, 2011, s. 218).

Neméně důležitými faktory jsou pozornost a exekutivní funkce, které hrají roli v raných stádiích motorického učení (Taylor a Thoroughman, 2007, p. 323).

Určité abnormality a rozdílnosti se vyskytují u dvou rozdílných typů motorického učení. Prvním z nich je motorická adaptace a druhým učení nové dovednosti nebo pohybu. Je jasné, že úroveň pozornosti a její efekt bude rozdílný u učení nových dovedností, kdy se musí vybudovat nové mapy časoprostorových svalových zapojení, než při adaptaci, kdy dochází k úpravě senzomotorických map již velmi dobře naučených a zautomatizovaných dovedností (Anderson et al, 2002, pp. 5-6; Bastian, 2008, p.631).

Změny v parametrech chůze na chodícím páse s využitím zpětné vazby lze spíše označit za proces adaptace.

Podmínkou nezbytnou pro lokomoci je schopnost adaptability, to znamená reagovat na změny vnitřních a zevních podmínek a přizpůsobit se. Základním předpokladem je dostatečná flexibilita. Je však náročná na dostatečnou inter a intra- končetinovou koordinaci beze ztráty posturální stability. Tato schopnost se dle dřívějších studií po CMP ztrácí, pacienti tedy nejsou schopni produkovat dostatečně flexibilní vzorec, aby se přizpůsobili měnícím se podmínkám. Jak však uvádí Reisman et al. (2007, pp. 1870-1871), zdá se, že i tito pacienti jsou schopni uzpůsobit interkončetinovou kontrolu měnícím se nárokům.

Stále však zůstává otázkou, které struktury jsou zodpovědné za tyto procesy. Zdá se, že při kvadrupedním způsobu lokomoce je tato flexibilita možná i bez kontroly mozku (Yanagihara, Kondo, 1996, pp.13295-13296). Při testech na decerebrovaných kočkách, které chodily na páse s rozdílnými rychlostmi pro pravou a levou stranu, byla schopna jít jedna zadní končetina rychleji než ostatní, zatímco druhá zadní končetina prodloužila stojnou fázi

a zkrátila fázi švihovou. Toto ukazuje, že spinální okruhy jsou schopné využít tyto senzomotorické informace z jedné končetiny, aby změnilý výsledný motorický output u těch ostatních (Kulagin a Shik,, 1970, in Morton a Bastian, 2006, p. 19114).

Podobné poznatky mají i Yang et al (2004, pp.) malých kojenců během jistěné chůze, u kterých nebyly ještě descendentní dráhy zcela myelinizované.

Naopak u bipední lokomoce je vyžadován určitý typ cerebrálního řízení. Struktura, která je považována za klíčovou v procesu adaptace, je mozeček. Recentní studie předpokládají, že cerebellum je nezbytné pro pomalé adaptativní změny v lokomoci. Dle Morton a Bastian, (2006, p. 9114) není mozeček pro reaktivní změny esenciální. Pravděpodobně tyto reaktivní změny závisí na typu descendentních příkazů nebo na vzájemnou interakci mezi spinální neuronovou sítí s mechanickou oscilací dolních končetin (Laccquaniti et al., 2002, p. 269).

11.1 Diskuze k hypotéze H₀₁

V této první části jsme ověřovali, zda má terapeutická jednotka na chodícím páse C-mill vliv na parametry chůze pacientů po CMP a to jak na prostorové, tak i na časové parametry. Tato terapeutická jednotka byla uměle vytvořená, aby kombinovala stimulační v předem daném a vždy dodrženém pořadí. Byla to zkouška jiného přístupu než je tradiční s využitím pouze jednoho typu stimulační, ať již vizuální nebo akustické, případně jejich kombinace. Tento trénink nebyl ani primárně zaměřen na trénink adaptability pomocí promítaných překážek. Cílem bylo vytvořit jinou variabilní jednotku, kde by se jednotlivé typy, zmíněné výše, využívaly krátkodobě a vždy v určité časové návaznosti, aby celá jednotka nebyla jednotvárná, ale náročnější na pozornost.

Předešlé studie ukázaly, že tradiční lokomoční terapie mají pouze omezený účinek na interkočetinovou koordinaci nebo na pravolevou asymetrii (Silver et al., 2000, pp. 69-71; Kautz et al., 2005, pp. 2470; Den Otter et al., 2006, pp. 12-13). Tyto parametry se nezlepšily, přestože se zvýšila rychlost chůze.

Některé předchozí studie využívající chůzi na páse v odlehčení jako Hesse et al. (1999, pp. 425-426) došly k závěru, že chůze na páse vykazuje zlepšení v parametru pravolevá asymetrie oproti kontrolní skupině, která využívala k terapii pouze běžnou chůzi. Lamontagne a Fung, 2004, pp. 2456-2457) potvrdily výsledky předchozí studie, že chůze na chodícím páse má vliv na zlepšení délky kroku a asymetrie. Domnívají se, že toto zlepšení spolu s vyšší rychlostí chůze je důsledek zlepšení timingu a celkově koordinace dolních končetin. Zatímco

jiné studie, jako Hesse et al. (2001, p. 48) došly k závěru, že efekt, co se symetrizace kroku týče, je nepatrný.

Předchozí jmenované studie se shodují, že chodící pás má vliv na změnu délky kroku. Toto se potvrdilo i při našem měření. Co se pravolevé asymetrie týče, došlo v našem testovaném souboru k signifikantnímu zlepšení. Otázkou zůstává, zda je to právě díky sadě stimulací nebo je to tím, že díky určité variabilitě došlo ke snížení nutné pozornosti, kterou pacienti museli věnovat chůzi. Pokud můžeme vzít poslední část terapeutické jednotky za určitou konstantu, neboť parametry počtu překážek a jejich variabilita byly pro všechny stejné, mohli bychom říci, že lepší výsledek znamená nejen zlepšení prostorových parametrů, ale i snížení nároků na pozornost, protože právě zvládání nenadálých překážek je velmi náročné na koncentraci a pozornost (Smulders et al., 2011, pp. 368-369). Zlepšení ve zvládání překážek by mělo nutně jít ruku v ruce se snížením nutné pozornosti. Jak ukazuje studie van Ooijen, 2014, pp. 15-16), pacienti vždy upřednostňují zvládání překážek před dalším kognitivním úkolem. Toto potvrzuje hypotézu, která je nazvána „posture-first“, tedy že nastavení postury je vždy primárním úkolem (Woollacott a Shumway-Cook, 2002, pp. 4-5). Míra pozornosti je přímo závislá na obtížnosti (Siu et al., 2008, p. 118). Zvládání kognitivního úkolu je běžné, např. při chůzi mluvíme nebo pouze přemýšlíme nad jinými problémy nebo činnostmi. Toto je velmi obtížné pro pacienty po cévní mozkové příhodě.

Bylo to viditelné i u pacientů při našem měření, kdy při přechodu do poslední části tréninku byla nutná zvýšená míra pozornosti a jakákoliv další činnost, jako např. mluvení, nebo dokonce konverzace, byla velmi obtížná.

Chůze přes překážky nebo jako v případě našeho měření vyhýbání se určitým nášlapným kamenům a nutnost použití kompenzační strategie přinesla jedno zajímavé zjištění, které sice nelze ověřit měřením a následně statisticky. Přesto v našem testovaném souboru bylo viditelné, že pacienti po CMP preferují při překonávání překážek spíše delší kroky tzn. místo úkroku stranou zvolí jakoby daleko riskantnější strategii maximálního kroku. Toto potvrzuje i Varrain et al. (2000, p. 254-255), že pro pacienty po CMP je mnohem jednodušší prodloužení kroku zvýšením propulsních sil než zkrácení, kdy by musela být korigována švihová fáze, tedy její kyvný moment. Toto však není možné vnímat zcela dogmaticky, protože i zkrácení kroku může být provedeno ovlivněním propulsních sil a naopak délka kroku prodloužena pomocí ovlivnění švihové fáze.

Jak je vidět z příložených výsledků, prostorové parametry chůze byly signifikantně ovlivněny. Signifikantně se zvýšila délka kroku paretické dolní končetiny a zlepšila se také

pravo-levá asymetrie. Co se však nezměnilo nebo jen velmi málo, byly parametry časové, jako je contact time nebo procentuální délka stojné fáze.

Z našeho měření vyplývá, že se asymetrie signifikantně zlepšila. Ovšem zdá se, že to není pravidlem, ale že výsledek není vždy lepší, ale je závislý na pacientově výchozí hodnotě asymetrie. Tato asymetrie, jak uvádí Malone a Bastian (2014, s. 8), může být zlepšena i zhoršena právě v závislosti na původní asymetrii. Vypadá to, že terapie na chodícím páse pozitivně ovlivní parametry prostorové a naopak bude patrné zhoršení v parametrech časových.

Jak bylo prezentováno v obecné části diskuze, jakákoliv externí stimulace, kdy očekáváme, že pacient se bude danému typu stimulu přizpůsobovat, je určitým procesem adaptace. Toto se týká nejen celé terapeutické jednotky, ale i jednotlivých částí s vizuální a akustickou stimulací.

Pro adaptovanou chůzi je nezbytná vzájemná souhra mezi mnoha regiony mozku a míchy. Dřívější studie naznačují, že klíčovou strukturou zodpovědnou za adaptaci chůze v obou parametrech, tedy jak v prostorových, tak časových, je cerebellum (Malone a Bastian, 2010, 2010, pp. 1958-1959).

Novější studie však uvádějí jistou disociaci mezi adaptací prostorovou a adaptací časovou u zdravých dospělých a dětí (Malone a Bastian, 2010, p. 1958-1959; Morton a Bastian, 2006, 9114).

Obě koordinace jak časových, tak prostorových parametrů jsou řízeny nervovým systémem, zdá se, že časová koordinace je řízena daleko přesněji a těsněji než koordinace prostorových parametrů. V jejím řízení se zřejmě uplatňují i vzdálenější struktury, které ji daleko precizněji ovlivňují. Jelikož časová koordinace chůze se vyvíjí v nižším dětském věku než koordinace prostorová, měla by zřejmě její úprava předcházet úpravě prostorových parametrů (Malone et al., 2012, pp. 680-681).

V experimentálních podmínkách, kdy je chůze vědomě kontrolována, např. při chůzi s vizuální zpětnou vazbou nebo při použití dual-task, je mnohem rychlejší změna v úpravě prostorových parametrů, zatímco časové parametry se minimálně mění nebo zůstávají nezměněny (Malone and Bastian, 2010, p. 1958).

Zatímco pro úpravu prostorových parametrů je vyžadována delší doba, tak časové parametry se upravují spontánněji a během kratší doby, avšak většinou při běžné chůzi bez jakékoli stimulace, pouze s povelom "prostě jděte". Tato úprava je zhruba dvakrát rychlejší než úprava prostorových parametrů (Malone et al., 2012, 680-681).

Toto nasvědčuje teorii, že oba tyto parametry jsou regulovány odlišnými strukturami, nebo alespoň odlišnými regiony jedné nervové struktury. Zatímco úprava prostorových parametrů vyžaduje interakci mozečku s dalšími mozgovými strukturami, úprava časových parametrů využívá kmen mozečku a spinální míchu (Malone a Bastian, 2010, p. 1960).

Otázkou zůstává, proč tyto terapie s využitím zpětné vazby ovlivňují zejména prostorové parametry. Existuje několik možných vysvětlení. Jednou z možností je ta, že právě díky feedbacku, tedy povelu „udělejte krok tak, aby“, tzn., že krok se musí vědomě přizpůsobit vzdálenosti nášlapných kamenů nebo intervalu metronomu.

Celkově může být kroková asymetrie ovlivněna dvěma faktory, skrze fázování končetin, tedy timingem. Jednodušší je zřejmě představit si změnu v prostorových parametrech, tedy v délce kroku než ve změně načasování končetin.

Druhým možným jednodušším vysvětlením je, že prostě úprava timingu je ve své podstatě méně modifikovatelná. Určitou představou může být, že toto „antifazické“ časování končetin je esenciální pro dosažení vzpřímené a stabilní pozice při chůzi, a proto zřejmě dochází k mnohem rychlejší spontánní adaptaci v načasování než v úpravě délky kroku.

Třetí možností je, že doba zpracování a vyhodnocení v nervovém systému je jednodušší pro prostorovou úpravu než pro doménu časovou, proto je snadněji vědomě ovlivnitelná.

Lokomoce je normálně ovlivňována řadou struktur, které mezi sebou vzájemně interagují. Úplně základní střídavý pohyb je viditelný u decerebrovaných a deafferentovaných zvířat na chodícím páse a to díky přítomnosti centrálních generátorů pohybu (Goulding, 2009, p 511).

Předpokládá se, že na spinální úrovni ve dvou úrovních centrálních generátorech pohybu, existují navzájem nezávisle neurální okruhy, které jedny jsou zodpovědné za kontrolu rytmu a druhé za kontrolu a generování vzorce pohybu. Toto může být také podkladem pro rozdílnou kontrolu timingu a prostorových parametrů (Lafreniere-Roula a McCrea, 2005, pp. 1130-1131; Rybak et al, 2006, pp. 626-627).

Je také možné, že odlišné struktury mozečku přednostně ovlivňují různé úrovně spinální kontroly pohybu. Pro kontrolu timingu je zřejmě nezbytné spinocerebellum, kromě toho i stimulace Deitersova jádra, tedy zakončení fastigiovestibulárních vláken, což ovlivňuje timing motorického vzorce (Russel a Zajac, 1979, pp. 589-590).

Descendentní projekce skrze tractus vestibulospinalis a reticulospinalis může ovlivnit generátor rytmu ve dvou-úrovních CPG (Arshavsky, 1978, pp. 105-108).

Naopak kontrola prostorových vzorců může být zajišťována skrze laterální hemisféry cerebella, které mají projece do cerebrálních struktur přes přepojení v thalamu. Tyto

kortikální struktury, zejména motorický kortex, mohou ovlivnit generátor pohybu CPG cestou tractus kortikospinalis.

Tato organizace může osvětlit, proč jsou pouze prostorové parametry chůze ovlivněny naším typem tréninku. To by znamenalo, že pokud jsou tyto prostorové spoje dosažitelné při vědomé kontrole a aktivní pozornosti, mohou být aktivované i jiným typem kognitivního úkolu i poměrně rozdílného typu. Naopak časové charakteristiky, kontrolované podkorovými strukturami, jsou zřejmě málo ovlivnitelné vědomě kontrolovanými postupy, vyžadující aktivní pozornost, jako byl náš typ tréninku.

11.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

U této hypotézy jsme ověřovali, zda existuje rozdíl v terapii při využití vizuálních nášlapných kamenů na parametry krokového cyklu, to jak na parametry prostorové, tak časové.

Jak je viditelné z předchozího textu, chůzi nebo prakticky jakýkoliv pohybový projev lze modifikovat pomocí externích stimulů. V tomto případě je externím stimulem vizuální zpětná vazba, tedy využití nášlapných kamenů. Tento prostor, promítaný na chodící pás, představuje pro pacienta místo kontaktu s podložkou, dochází tak k úpravě trajektorie pohybu a jeho navedení do předem daného bodu. Tímto procesem je tedy ovlivněna nepřímo délka a také šířka kroku (Wimmers et al. in Roerdink, 2008, p. 13).

Již starší studie jako Montoya et al. (1994, pp. 417-418) dokázaly, že využití vizuálních impulsů při chůzi vede ke snížení pravolevé asymetrie v délce kroku. V našem testovaném souboru se prokázal statisticky významný rozdíl v délce kroku paretické dolní končetiny. Zatímco rozdíl v asymetrii zaznamenán nebyl.

Novější studie jako Roerdink et al. (2010, pp.167-168) prokázaly efekt vizuální stimulace na prostorové parametry chůze. Zdá se, že právě díky tomu, že je vyžadována předem daná pozice nohy, je i adaptace na tento typ stimulace poměrně rychlá. Dokonce je dle nich rychlejší než adaptace na zvukový podnět. Udávají přesnější zacílení nohy a také rychlejší zlepšení v prostorových parametrech. Tyto závěry potvrzují i předchozí studie jako Hollands, Patle, Vickers (2002, p. 228), že pohled predominantně ovlivňuje směr a charakter chůze. Tyto závěry potvrzuje i Kennedy et al. (2003, 116-117). Paradoxně se schodují, že vizuální stimulace má vliv především na prostorové parametry a nikoliv na parametry časové. To potvrzuje i Thaut, McIntosh a Rice (1997, 211). Toto může být vysvětleno určitou diskrepancí mezi typem řízení prostorových parametrů a timingu končetin, jak bylo rozebráno v diskuzi o hypotéze H₀₁.

Co se samotných principů, jak vizuální zpětná vazba ovlivňuje chůzi, týče, tento problém není v současné době přesně vysvětlen. Klíčovým bodem bude zřejmě již zmiňována přesná pozice, kde musí dojít ke kontaktu s podložkou, díky existenci této souřadnice je zacílení a kontrola pohybu značně rychlejší a jednodušší (Roerdink et al. 2010, p. 167). Chapman a Holland, (2010, p. 473), Hollands et al. (1995, pp. 159-161) demonstrovali, že existuje velice úzké spojení mezi pohledem a zamýšlenou pozicí kontaktu nohy s podložkou. Jejich výsledky předpokládají, že zrak je predominantně využit při anticipaci chůze, aby krokový cyklus mohl být veden a regulován. A protože nášlapné kameny na páse jsou vlastně takovými „vizuálními cíli“, existuje zde silná vazba mezi pohledem a pozicí došlapu. Tímto mechanismem je chůze velmi silně ovlivněna.

Reynolds a Day (2005, p. 48) uvádí, že v okamžiku, kdy je prezentován nášlapný kámen na chodící pás, je doba nutná na úpravu trajektorie pohybu poměrně krátká zhruba 120 ms.

Zdá se, že při vizuální stimulaci je celý průběh následného kroku, tedy švihová fáze a kontakt chodidla naprogramován, ještě dříve, než dojde k odlepení chodidla od podložky (Lyon a Day, 2005, p. 193). Z tohoto mechanismu vyplývá, že pro úpravu trajektorie by mohla být využita i švihová fáze, jelikož její trvání 400 – 450 ms je mnohem delší než reakční čas na vizuální podnět (Reynolds a Day, 2005, p. 48). Z toho plyne, že i při vyšší rychlosti chůze je dostatek času k redukci chyb a korekci odchylek.

Princip působení a odezvy v nervovém systému není ještě zcela objasněn. Zdá se, že jak bylo řečeno v předchozím textu, je orgánem zodpovědným za adaptaci na změny zřejmě mozeček. Mozeček by dle Azulay et al. in Suteerawattananon et al. (2004, p. 67) se měl podílet právě na přenosu těchto vizuálních podnětů. Jak víme, pro symetrickou chůzi je nezbytná kontrola automatických pohybů. Za tuto schopnost jsou zodpovědné bazální ganglia, které nejen regulují chůzi, ale i další naučené činnosti jako psaní a mluvení. Tyto struktury mohou být při cévní mozkové příhodě narušeny a tím je narušen celý motorický projev. Dalším systémem často ovlivněným CMP je systém hluboké citlivosti, speciálně pro chůzi se jedná hlavně o propriorepci. Tyto propriocepční informace jsou nezbytné pro bezpečnou, ale také symetrickou chůzi. Proprioceptivní impulsy jsou vedeny ascendentními dráhami do mozečku, kde však při poruše hlubokého cití tyto informace nepřichází. Jak dobře víme, zrakový systém poskytuje informace o prostředí a částečně také určitou propriorepci z okolí. Zdá se, že právě vizuální podněty vedené do mozečku jsou podobné impulsům z proprioceptivních orgánů, tím pádem mohou alespoň částečně zefektivnit vnímání a redukovat tuto poruchu.

Vizuální stimulace pomocí nášlapných kamenů se jeví jako poměrně dobrý způsob jak ovlivnit prostorové parametry chůze. V našem měření se podařilo prokázat pozitivní efekt na zvýšení délky kroku paretické dolní končetiny. Efekt snížení pravolevé asymetrie prokázán nebyl. V porovnání s většinou studií mělo toto měření poměrně nízkou intenzitu, pouze 4 terapie po 15 min. a to tvořila vizuální stimulace pouze jednu třetinu, proto je možné, že efekt nebyl dostatečně výrazný. Na druhou stranu, jak uvádí Thaut, McIntosh a Rice (1997, 211), je pravolevá asymetrie obtížně ovlivnitelná a je velmi rezistentní jakékoliv terapii. K tomu, že vizuální stimulace nemá prakticky žádný vliv na časové parametry jako je contact time a délka stojné fáze, již zřejmě není co dodat, snad jen, že toto zjištění jde napříč zmíněnými studii. Možným vysvětlením může být teorie prezentována v první části diskuze. S timingem jde ruku v ruce i asymetrie délková. Bez ovlivnění a změn v timingu, který je pro symetrii jednou z klíčových věcí, se bude samotná délková asymetrie ovlivňovat pouze obtížně.

11.3 Diskuze k hypotéze H₀₃

U této hypotézy jsme ověřovali, zda existuje statisticky významný rozdíl v efektu terapie, kdy je využit metronom jako externí stimulus, na parametry krokového cyklu, tedy dobu kontaktu, délku kroku, procentuální délku stojné fáze.

Je jasné, že již na poslech hudby lidé reagují určitým rytmickým projevem. Jde vlastně o sladění pohybů s externími akustickými stimuly, tedy o akusticko-motorickou synchronizaci. Tato schopnost není typická pouze pro člověka, ale objevuje se i u dalších živočišných druhů (Ball in Roerdink, 2008, p. 12).

Hudba a rytmus však nejsou synonyma, ale můžeme říct, že timing hudby je jednou z hlavních základů každé hudby (Thaut et al., 1999, 105-106).

Zdá se, že právě tento timing je to esenciální, co spojuje hudbu s motorickým chováním. Zda už tato funkce má evoluční podklad, kdy našim předkům dávala určitou výhodu, jak zlepšit a dále rozvinout motorické chování, nebo zda tato audio-motorické „excitační“ spojení má svůj základ v adaptivních evolučních procesech spojených s přežitím, tedy možná součást tzv. „fight and flight“ reakcí, jak uvádí Thaut et al. (1999, pp.105-106), je předmětem poměrně rozsáhlých diskuzí. S určitostí ovšem víme, že stimulace pomocí externího rytmu, tedy nejčastěji metronomu nebo jakéhosi jiného typu rytmicity, je využívána již dlouhou dobu. Často se využívají pomůcky jako tleskání, lusknutí prstů nebo verbální stanovení rytmu během tréninku chůze.

Samotná synchronizace chůze s metronomem by měla splňovat určité parametry, aby byl zajištěn co nejlepší výsledek. Jak uvádí Roerdink et al. (2007, p. 1019), každý úder metronomu by měl být synchronizován s fází prvotního kontaktu, aby byla zajištěna vytvoření audio-motorické vazby. Tato vazba je silnější, když je frekvence stimulace podobná nebo totožná s preferovanou kadencí jedince. Dochází tak k rychlejší synchronizaci a také variabilita mezi prvotním kontaktem a zvukem metronomu je nižší. Pokud je splněn tento parametr, stačí dle Suteerawattananon et al. (2004, pp. 64-67) pouze čtyři kroky k tomu, aby se dosáhlo synchronizace. Pokud se frekvence metronomu odchýlí od preferované kadence, je pro synchronizaci nutný vyšší počet kroků. Díky tomu, že rychlost pásu byla při našem měření pro pacienta dostatečně komfortní a doba stimulace v jednom sezení tři minuty, předpokládáme dostačenou synchronizaci s metronomem a tím vytvoření stabilní audio-motorické vazby.

Že má tato intervence vliv na určité parametry chůze, prokázaly studie jako Schauer a Moritz (2003, pp.717-720), kdy v jejich randomizované studii došlo k signifikantnímu zlepšení v parametrech délky kroku i v pravolevé asymetrii, Suteerawattananon et al. (2004, pp. 64-67) dospěl k závěru, že auditivní stimulace má vliv na kadenci kroku a tím ovlivňuje i její rychlost. K podobnému závěru došli i Howe et al. (2003, pp. 365-366).

Jak uvádí Roerdink et al. (2007, pp.1018-1019), má akustická stimulace vliv na časové i prostorové parametry chůze. Dle jejich závěru se sice neprodlužuje délka kroku paretické dolní končetiny, ale naopak se mírně snižuje, zatímco délka kroku na neparetické dolní končetině zůstává konstantní nebo se jen mírně prodlužuje. Tímto mechanismem dochází ke zlepšení pravolevé asymetrie.

Toto zjištění není zcela shodné se závěry našeho zkoumání, kdy se signifikantně zvýšila délka kroku paretické dolní končetiny. Pravolevá asymetrie se zlepšila, to však způsobem, kdy se délka kroku prodlužovala na obou dolních končetinách, toto zlepšení však nebylo signifikantní.

Rozdíl oproti předchozím studiím může být dán tím, že jak sami autoři studie Roerdink et al. (2007, p. 1018) přiznávají, jejich zkoumaná skupina je poměrně specifická, kdy vykazuje vysoké hodnocení na Bergově balanční škále, což by ukazovalo na skupinu s nízkým rizikem pádu a s poměrně dobrou schopností chůze, proto ani stanovení obecného závěru z ní není možné.

Proč zůstává chůze pacientů i po terapii stále poměrně asymetrická, jak ukazuje naše měření, může částečně vysvětlit zjištění opět Roerdinka et al. (2007, p. 1019), že i přes to, že je metronom synchronizován s úderem paty každé dolní končetiny, probíhá odpověď na

stimulaci, tedy kontakt paty s podložkou na paretické končetině déle než na končetině zdravé, proto už samotná tato auditivně-motorická vazba je asymetrická a ve srovnání se zdravou populací i méně stabilní.

Ford, Wagenaar, Newell (2007, p. 154) souhlasí se závěry předchozích studií, že akustická stimulace zlepšuje symetrii a plynulost chůze. Jak autoři uvádějí, kromě synchronizace dolních končetin je možné synchronizovat s rytmem pohyb horních končetin, kdy poté následně je ovlivněn i pohyb trupu a pánve a poté dolních končetin.

Z předchozího textu je jasné, že akustická stimulace představuje poměrně snadný, rychlý a poměrně levný způsob, jak ovlivnit prostorové parametry chůze pacientů po CMP. Otázkou zůstává, jaký má vliv na parametry časové, jako je např. doba kontaktu. Roerdink et al.(2007, p. 1018) uvádí, že kromě prostorových parametrů se mění i parametry časové, kdy dochází ke zlepšení asymetrie v době kontaktu a to tím způsobem, že se snižuje délka stoje na paretické dolní končetině (step time).

Prassas et al. (1997, p. 221) uvádí, že díky tomu, že akustické stimuly mohou působit více na centrální úrovni, ovlivňují kromě prostorových parametrů i parametry časové, kdy dojde k symetrizaci dob kontaktu.

S tímto poznatkem nekoreluje naše zjištění, kdy symetrie právě v době kontaktu se příliš nemění. Co se týče změn v délce trvání stojné fáze, i přes změny prostorových parametrů, se ty časové prakticky nemění. Studie Thaut, McIntosh a Rice (1997, 211), že časové parametry jako právě symetrie v dobách kontaktu jsou poměrně těžko ovlivnitelné, podobně jako u prostorových parametrů symetrie v délce kroku. Oba tyto parametry jsou velmi rezistentní jakékoliv rehabilitaci. Možným vysvětlením je, že proces adaptace prostorových a časových parametrů na externí stimul jsou řízeny jinými mechanismy a jinými složkami nervového systému.

To by podporovalo i výsledky našeho měření, že externí stimulace má vliv na některé prostorové parametry, jako v tomto případě na délku kroku. Naopak nemá prakticky žádný vliv na parametry časové, které i přes signifikantní zlepšení v délce kroku a sice ne signifikantní, ale zlepšení pravolevé asymetrii, zůstávají prakticky nezměněny.

Co se principu působení akustické stimulace na lokomoční vzor týče, tento mechanismus ještě není zcela objasněn.

Některé důkazy nasvědčují tomu, že akustická stimulace zvyšuje excitabilitu motorických neuronů pravděpodobně díky existenci audio-motorických okruhů v retikulární

formaci, které poté cestou retikulospinálních drah umožňují, že svaly mohou zareagovat rychleji na daný motorický příkaz (Thaut et al. In Mayer, 2000, s. 68).

Akustická stimulace má vliv na zapojení motorických jednotek a tím na jejich synchronizaci. Právě díky tomuto konzistentnějšímu náboru motorických jednotek mění výsledný motorický projev (Paltsev & Elnor, Rossignol & Melvill-Jones in Prassas et al., 1997, p. 218).

Je jasné, že akustické stimulace s využitím metronomu má vliv na charakteristiku chůze pacientů po cévní mozkové příhodě. Je to poměrně jednoduchá možnost, jak kontinuálně chůzi ovlivnit. Jisté je, že ovlivní charakter prostorových parametrů. Co se časových parametrů týče, díky poměrně velké variabilitě ve studiích, nelze přesně určit její vliv na tento jistě klíčový parametr chůze.

11.4 Diskuze k hypotéze H₀₄ – H₀₅

Cílem této části je porovnat výsledky testů TUG, TUG s kognitivním úkolem a 10 Metre Walking testu před a po terapii na chodícím páse. TUG je poměrně dobře objektivní ukazatel, jak je pacient schopný zvládat běžné situace a jak je náchylný k pádům. Při variantě s kognitivním úkolem je ukazatelem, jak jsou tyto činnosti zvládnutelné s dalším úkolem, v našem případě je to kognitivní úkol počítání nebo spíše odečítání čísla 7 od čísla 100.

Nejrozšířenější kvalitativní metodou pro hodnocení chůze u pacientů CMP je hodnocení její rychlosti. Je to poměrně objektivní a hodnotný ukazatel funkčního stavu (Van Peppen et al., 2004, p. 834). Rychlost chůze může být ovlivněna řadou faktorů, počínaje primárními dopady CMP, jako ztráta selektivní kontroly a nízká schopnost balance, až po sekundární faktory, jako jsou kompenzační mechanismy neparetické končetiny a trupu (Kwakkel a Wagenaar, 2002, p.433).

Kang et al. (2011, p. 251) ve své studii prokázali, že skupina podstupující vizuální stimulaci, což je také součástí naší tréninkové jednotky, vykazovala signifikantně vyšší rychlost než pacienti bez ní. Zvýšení rychlosti chůze na chodícím páse prokázaly i studie Silver et al. (2000, pp. 69-71) Kautz et al. (2005, pp. 2470), Den Otter et al. (2006, pp. 12-13). Rychlost chůze se sice zvýšila, ovšem prostorové parametry, jako např. pravolevá asymetrie, zůstaly nezměněny. Také v našem měření se prokázalo, že výsledná hodnota, jak v TUG, tak i v 10 Meter Walking testu, byla signifikantně nižší než na počátku. V parametru TUG byla střední hodnota snížení 1,9 s a v 10 Meter Walking testu 1,48 s. Toto zvýšení

rychlosti může na jedné straně korelovat s tím, že se významně zvýšila délka kroku. Z toho plyne, že při stejné kadenci kroků se se zvyšující délkou kroku musí zvyšovat i rychlost chůze. Určitý benefit plyne i z parametru, že jde vlastně o 15 minutový vytrvalostní trénink, proto je zde patrné i určité zvýšení výkonnosti. Jak uvádí Merholz et al. (2014, p. 20), trénink na páse třikrát týdně má významný vliv na zvýšení rychlosti chůze. To podporuje naše zjištění, že i při nízké intenzitě, ale při několikanásobném opakování se rychlost významně mění.

Druhým ukazatelem testu TUG je schopnost nezávislé chůze a balance. Jak uvádí Hochstenbach et al. 1998, pp. 514-515), zhruba 70% pacientů má zpomalené psychomotorické tempo, což znamená, že i doba, kdy se pacient rozmýšlí, jak na překážku zareagovat, je delší (Gerritsen et al. 2003, pp. 9-10). Tento deficit je jedním z parametrů, proč mají pacienti po CMP problém se zvládnutím překážek, zvláště tehdy, jsou-li pod časovým stresem.

Z předchozího textu by plynulo, že snížení času při testu TUG by mělo značit lepší schopnost vypořádat se se změnami prostředí, tzn. v překonávání překážek. Zároveň by to mělo znamenat i snížení reakčního času.

Na chůzi nelze nahlížet pouze jako na jedinou činnost, je zcela přirozené, že při chůzi je vykonávána celá řada myšlenkových pochodů, které jsou nedílnou součástí lidského života. Bez neustálé analýzy prostředí nejsme schopni bezpečně a stabilně jít. Proto schopnost zvládnutí kognitivního úkolu při chůzi by mělo být nezbytnou součástí jakékoliv terapie chůze. Je jasné, že při zpracování kognitivní úlohy bude rychlost chůze zpomalená, což je běžné i u mladých zdravých jedinců (Woollacott a Shumway-Cook, 2002, pp. 2-4). U pacientů po CMP je to o to výraznější. Proto je zjištění, že po skončení terapie je hodnota TUG s kognitivním úkolem nižší než před terapií ukázkou, že se chůze stala méně náročnou na pozornost. Jak uvádí Bloem et al. (2001, p. 192) u mladších i starších osob je vždy spontánně dána přednost stabilitě před kognitivním úkolem, tzn. že stabilita je prioritní. Pokud se tedy významně zvýšila rychlost chůze při zvládnutí kognitivního úkolu na konci naší terapie, ukazuje to nejen na zvýšení psychomotorického tempa, ale zejména na zvýšení schopnosti balance a stability v prostoru. Což je nezbytný předpoklad pro samostatnou a bezpečnou chůzi uvnitř, ale i ve venkovním prostředí.

Limity studie

Cílem této práce bylo zjistit, zda má terapie pomocí C-millu vliv na parametry krokového cyklu pacientů po CMP. Prvotním limitem je jistě menší počet pacientů zapojených do této studie. Dvanáct účastníků není mnoho, další dva účastníci neabsolvovali všechny čtyři měření, protože byli propuštěni do domácího ošetřování. Dalším jistě významným limitem byla jistě únava pacientů. Je známo, že pacienti po CMP jsou zvýšeně unavitelní jak po stránce fyzické, tak i psychické. Každý pacient tedy denně musel absolvovat své standartní dvě terapie, k tomu v určitý den náš 15 minutový program. Mnohdy často ještě další měření, týkající se jiné studie na diplomovou práci, byť s tím faktem, že nebyly zaměřeny na chůzi, ale třeba na terapii horní končetiny. Toto vše ale přispívá k tomu, že pacienti jsou unavenější, pokud ne fyzicky, tak po psychické stránce určitě, neboť každé z těchto měření od nich vyžadovalo určitou míru pozornosti a soustředění. A jak bylo řečeno výše v diskuzi, udržení koncentrace a správné vnímání je po CMP složitější a výrazně namáhavější. Z tohoto hlediska je jasné, že tento fakt musel mít jistě na pacienty určitý vliv a mohl zkreslit výsledné hodnoty. Limitem studie bylo také to, že z důvodů velké časové vytíženosti jednotlivých pacientů nebylo možné dodržovat přesné odstupy jednotlivých terapií. Vždy byla jedna terapie denně, ale jinak byl denní odstup poněkud variabilní. S tímto problémem se však nedá nic dělat, neboť primární je rehabilitační a ošetřovatelský režim pacientů a jejich progres v léčbě, nikoliv měření studentských prací, proto se musí s určitými limity počítat.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo objektivizovat efekt terapie na chodícím páse C-mill na parametry krokového cyklu pacientů po cévní mozkové příhodě. Každý z pacientů absolvoval čtyři terapeutické jednotky, které byly složeny ze tří částí.

Při našem měření jsme potvrdili, že tato terapie má vliv na některé prostorové parametry chůze, zejména na délku kroku paretické dolní končetiny, která se signifikantně zvýšila a také na pravo-levou asymetrii, která se snížila na konci terapie. Co se však nezměnilo nebo pouze málo, byly časové parametry, které, jak se zdá, jsou poměrně rezistentní jakémukoli typu stimulace a upravují se zřejmě spontánně. K objektivizaci funkčních parametrů byly využity Time Up and Go test bez a s kognitivním úkolem a 10 Meter Walking test. Ve všech třech testech se pacienti signifikantně zlepšili, což významně ukazuje na zlepšení jednak rychlosti chůze, ale zejména na zlepšení schopnosti balance a celkově snížení náročnosti chůze na pozornost.

Celkový počet terapií byl poměrně malý, přesto byly signifikantní změny nalezeny. Na výsledek se nedá nahlížet pouze jako na změny v chůzi, velkou míru pozornosti zasluhují i kognitivní funkce, jejichž terapie by měla být nedílnou součástí rehabilitace pacientů po CMP. Je to zejména kognice, která má vliv na výsledné parametry chůze, zdá se, že více na prostorové než časové.

Otázkou zůstává, jak se tyto změny projeví při běžné chůzi, kdy dle studií je chůze na pásu odlišná od běžné chůze, proto i zlepšení parametrů při chůzi na pásu nemusí nutně znamenat zlepšení v běžné chůzi.

Je jasné, že i přes některé rozporuplné výsledky má terapie na chodícím páse C-mill své opodstatnění v terapii pacientů po CMP. Pokud ne výraznou změnou v parametrech chůze, tak tím, že umožní pacientům prožít kontinuální chůzi v delším časovém intervalu v zabezpečených podmínkách. Možností projekce překážek a jistou mírou variability umožňuje pacienta postavit před složitější situace, které je nucen rychle, ale zároveň bezpečně vyřešit, což má vliv nejen na chůzi, ale také na jeho rozhodovací a exekutivní funkce. To vše jsou situace, kterým bude pacient ve svém domácím prostředí v budoucnosti jistě vystaven.

Otázkou zůstává jaký typ chůze po terapii vlastně chceme. Primární by zřejmě měla být chůze bez kompenzačních pomůcek, která je dostatečně stabilní, bezpečná a pro pacienta přiměřeně náročná na pozornost a to tak, aby byl schopen adekvátně reagovat na všechny změny, které na něj variabilně se měnící prostředí klade.

Referenční seznam literatury

AMBLER, Z. 2011. Cévní onemocnění mozku. In AMBLER, Z. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Karolinum, 2011. ss. 133–156. ISBN 978-80-7262-707-3.

ANDERSON, B., J., ECKBURG, P., B., RELUCIO, K, I 2002. Alterations in the Thickness of Motor Cortical Subregions After Motor-Skill Learning and Exercise. *Learning Memory* [on-line]. 2002, vol. 9, no. 1, pp. 1–9. [cit. 23. 3. 2014]. ISSN 1549-5485. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155929/>.

ARSHAVSKY, Y. I., GELFAND, I. M., ORLOVSKY, G. N., PAVLOVA, G. A. 1978. Messages conveyed by descending tracts during scratching in the cat. I. Activity of vestibulospinal neurons. *Brain Research* [on-line]. 1978, vol. 159, no. 1, pp. 99–110. [cit. 23. 3. 2015]. ISSN 0006-8993. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0006899378901129> /.

BALASUBRAMANIAN, C., K., KAUTZ, R., R., NEPTUNE, S, A 2010. Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking. *Clinical Biomechanics* [on-line]. 2010, vol. 25, no. 5, pp. 483–490. [cit. 23. 5. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310000525>.

BHAVANA, R., KAUTZ, R., R., NEPTUNE, S, A 2012. Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: Expected and novel compensatory patterns. *Clinical Biomechanics* [on-line]. 2012, vol. 27, no. 10, pp. 1023–1030. [cit. 23. 5. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312001799>.

BANK, P. J. M., PEPPER, C. E., ROERDINK, M. 2011. Comparing the Efficacy of Metronome Beeps and Stepping Stones to Adjust Gait: Steps to Follow! *Experimental Brain Research* [on-line]. 2011, vol. 209, no. 2, pp. 159–169. [cit. 19. 11. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-010-2531-9>.

BOWEN, A., HAZELTON, C., POLLOCK, A., LINCOLN, N. B.. 2013. Cognitive rehabilitation for spatial neglect following stroke (Review). *Cochrane Databases of Systematic Reviews*. [on-line]. 2014, pp. 1–111. [cit. 19. 11. 2014]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD003586.pub3/full>.

BAYAT, R., BARBEAU, H., LAMONTAGNE, A. 2005. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 2005, vol. 19, no. 2, pp. 115–124. [cit. 19. 11. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/19/2/115.full.pdf>.

CAPPA, S. F., BENKE, T., CLARKE, S., ROSSI, B., STEMMER, B., VAN HEUGTEN, C. M. 2005. EFNS guidelines on cognitive rehabilitation: report of an EFNS task force. *European Journal of Neurology* [on-line]. 2005, vol. 12, no. 9, pp. 665–680. [cit. 19. 11. 2013]. ISSN 1468-1331. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1468-1331.2005.01330.x/epdf>.

DEN OTTER, A., R., DUYSSENS, J., GEURTS, A., C., H., MULDER, TH. 2006. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2006, vol. 117, no. 1, pp. 4–15. [cit. 22. 5. 2014]. ISSN 1537-1603. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245705003469>.

DE QURVAIN, I., A., LEURGANS, S., R., McALISTER, D., PEASE, W., S., SIMON, S., R. 1996. Gait pattern in early period after stroke. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American volume* [online]. 1996, vol. 78, no. 10, pp. 1506–1514. [cit. 22. 12. 2014]. ISSN 1535-1386. Dostupné z: <http://jbjs.org/content/78/10/1506.long>.

ENOKA, R. M. 2008. Running, Jumping and Throwing. In ENOKA, R. M. *Neuromechanics of Human Movement*. 4th ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. Pp. 141–167. ISBN 978-0-7360-6679-2.

ENZINGER, CH., BOGDANOVIC, COLLETT, J., M., DAWES, H., JOHANSEN-BERG, FAZEKAS, F., H., GUY, C., KISCHKA, MATTHEWS, P. M., U., ROPELE, S., WADE, D. 2009. Brain Activity Changes Associated with Treadmill Training After Stroke. *Stroke* [online]. 2009, vol. 40, no. 7, pp. 2460–2467. [cit. 18. 11. 2013]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/40/7/2460>.

FORD, M. P., WAGENAAR, R. C., NEWELL, K. M. 2007. The Effects of Auditory Rhythms and Instruction on Walking Patterns in Individuals Post Stroke. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 26, no. 1, pp. 150 – 155. [cit. 26. 1. 2015]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001676>.

GAGE, J. R. 1991. *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. 1st ed. Oxford: Mac Keith Press, 1991. 206 pp. ISBN 0521412773.

GERRITSEN, M. J., BERG, I. J., DEELMAN, B. G., MEYBOOM-DE JONG, B., VISSER-KEIZER, A., C. 2003. Speed of information processing after unilateral stroke. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology* [online]. 2003, vol. 25, no. 1, pp. 1 – 13 1065. [cit. 22. 3. 2015]. ISSN 1744-411X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12607167>.

GEURTS, C., H., DUYSSENS, J., VAN NES, I., J., W. 2004. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture* [online]. 2004, vol. 22, no. 3, pp. 267–281. [cit. 26. 11. 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204002012#>.

GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A., EVANS, O. M. 2001. Gait After Stroke: Initial Deficit and Changes in Temporal Patterns for Each Gait Phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 8, pp. 1057 – 1065. [cit. 22. 3. 2015]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2801%2976128-X/fulltext>.

GOULDING, M. 2009. Circuits controlling vertebrate locomotion: moving in a new direction. *Nature reviews. Neuroscience* [online]. 2009, vol. 10, no. 7, pp. 507 – 518. [cit. 22. 3. 2015]. ISSN 1471-003X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2847453/>.

HESSE, S., KONRAD, M., UHLENBROCK, D. 1999. Treadmill Walking with Partial Body Weight Support versus Floor Walking in Hemiparetic Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 80, no. 4, pp. 421 – 427. [cit. 27. 2. 2015]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(99\)90279-4/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(99)90279-4/pdf).

HESSE, S., BARDELEBEN, A., CHALER, J., PAUL, T., WERNER, C. 2001. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 82, no. 11, pp. 1547 – 1550. [cit. 27. 2. 2015]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301721272>.

HODICS, T., COHEN, L. G., CRARNER, S. C. 2006. Functional Imaging of Intervention Effects in Stroke Motor Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 87, no. 12, pp. 36 – 42. [cit. 27. 12. 2014]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2806%2901337-2/fulltext>.

HOCHSTENBACH, J., DONDEERS, R., MULDET, T., SCHOONDERWALDT, H., VAN LIMEEK, J. 1998. Cognitive decline following stroke: a comprehensive study of cognitive decline following stroke. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology* [online]. 1998, vol. 20, no. 4, pp. 503 – 517. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN 1744-411X. Dostupné z: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1076/jcen.20.4.503.1471?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.VSfy-s7U5vM.

HOCHSTENBACH, J. B., DEN OTTER, R., MULDER, T. W. 2003. Cognitive Recovery After Stroke: A 2-Year Follow-Up. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, no. 10, pp. 1499 – 504. [cit. 27. 3. 2015]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00370-8/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00370-8/fulltext).

HOLLAND, K., L., JOWETT, S., PELTON, T., SACKLEY, C., VAN VLIET, P., WHITMAN, D., WIMPERIS, A., WING, A. 2013. Visual cue training to improve walking and turning after stroke: a study protocol for a multi-centre, single blind randomised pilot trial. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2013, vol. 214, no. 1, pp. 1–11. [cit. 25. 11. 2014]. ISSN 1745-6215. Dostupné z: <http://www.trialsjournal.com/content/14/1/276>.

HOLLAND, M. A., PATTLA, A. E., VICKERS, J. N. 2001. Human eye movements during visually guided stepping. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 1995, vol. 27, no. 2, pp. 155–163. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222895.1995.9941707?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.VSfjyM7U5nM.

HOLLAND, M. A., HENKES, S., MARPLE-HORVAT, D. E., ROWAN, A. K. 1995. “Look where you’re going!”: gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion. *Trials Journal* [on-line]. 2013, vol. 143, no. 2, pp. 221–230. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-001-0983-7>.

HORÁČEK, J., ŠVESTKA, J. 2002. Psychopatologie (obecná psychiatrie). In HÖSCHL, C., LIBIGER, J., ŠVESTKA, J. *Psychiatrie*. 1. vydání, Brno, TIGIS, 2002. ISBN: 80-900130-1-5.

HOWE, T. E., AHTON, V. J., CODY, F. W., LOVGREEN, B., OLDHAM, J. A. 2003. Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: a method for enhancing parkinsonian walking performance?. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 2003, vol. 17, no. 4, pp. 363–367. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1477- 0873. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/content/17/4/363.long>.

HYNDMAN, D., ASHBURN, A., PICKERING, R. M. 2008. The influence of attention deficits on functional recovery post stroke during the first 12 months after discharge from hospital. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* [on-line]. 2008, vol. 79, no. 6, pp. 656–663. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1477- 0873. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/content/79/6/656.long>.

CHEN, G., COHEN, L. G., HALLET, M. 2002. Nervous system reorganization following injury. *Neuroscience* [on-line]. 2002, vol. 111, no. 4, pp. 761–773. [cit. 26. 12. 2014]. ISSN 0306-4522. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306452202000258>.

CHEN, R., KOTHARI, D. H., PATTEN, C., ZAJAC, F. E. 2005. Gait Differences between Individuals with Post-Stroke Hemiparesis and Non-Disabled Controls at Matched Speeds. *Gait and Posture* [on-line]. 2005, vol. 22, no. 1, pp. 51–56. [cit. 26. 11. 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204001171>.

KALITA, Z. 2006. Rehabilitace motorických a řečových poruch po cévní mozkové příhodě. In KALITA, Z. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2006. ss. 486–515. ISBN 80-85912-26-0.

KANG, H. K., KIM, Y., CHUNG, Y., HWANG, S. 2011. Effects of Treadmill Training with Optic Flow on Balance and Gait in Individuals Following Stroke: Randomized Controlled Trials. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2011, vol. 26, no. 8, pp. 246 – 255. [cit. 22. 3. 2015]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: [http://www.me.utexas.edu/~neptune/Papers/nnr19\(3\).pdf](http://www.me.utexas.edu/~neptune/Papers/nnr19(3).pdf).

KAUTZ, S. A., PATTEN, C. 2005. Interlimb Influences on Paretic Leg Function in Poststroke Hemiparesis. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2005, vol. 92, no. 3, pp. 2460–2473. [cit. 26. 12. 2014]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/93/5/2460.full.pdf>.

KANIS, J., JOHNEL, O., ODEN, A. 2001. Acute and long term increase in fracture risk after hospitalization for stroke. *Stroke* [on-line]. 2001, vol. 32, no. 3, pp. 702–706. [cit. 26. 12. 2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/32/3/702.long>.

KENNEDY, P. M., CARLSEN, A. N., FRANKS, I. M., CHOU, R., CHUA, R., INGLIS, J. T. 2003. Relative contributions of visual and vestibular information on the trajectory of human gait. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2003, vol. 153, no. 1, pp. 113–117. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-003-1633-z>.

KLUCKÁ, J., VOLFOVÁ, P. 2009. *Kognitivní trénink vpraxi*. 1. vydání, Grada Publishing, a.s., Praha, 2009. ISBN: 978-80-247-2608-3.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání, Galén, Praha, 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.

KOUKOLÍK, F., MATOŠEK, M., PETROVICKÝ P, ŠŤASTNÝ, F. 2002. Neurovědní základy psychiatrie. In HÖSCHL, C., LIBIGER, J., ŠVESTKA, J. *Psychiatrie*. 1. vydání, Brno, TIGIS, 2002. ISBN: 80-900130-1-5.

KRÁLÍČEK, P. 2002. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vydání, Univerzita Karlova v Praze, 2002. ISBN: 80-246-0350-0.

KRET, E. 1995. *Učíme (se) jinak, Nápady a rady pro učitele a rodiče*. 1. vydání, nakladatelství Portál, Praha, 1995. ISBN 80-7178-030-8.

KRIVOŠÍKOVÁ, M. 2011. *Úvod do ergoterapie*. 1. vydání, Grada Publishing, a.s., Praha, 2011. ISBN: 978-80-247-2699-1.

KWAKKEL, G., WAGENAAR, R., C. 2002. Effect of Duration of Upper- and Lower-Extremity Rehabilitation Sessions and Walking Speed on Recovery of Interlimb Coordination in Hemiplegic Gait. *Physical Therapy* [on-line]. 2002, vol. 82, no. 5, pp. 432–448. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/82/5/432.full.pdf+html>.

LACQUANITI, F., IVANENKO, Y. P., ZAGO, M. 2002. Kinematic Control of Walking. *Archives Italiennes de Biologie* [on-line]. 2002, vol. 140, no. 4, pp. 263 – 272. [cit. 26. 3. 2015]. ISSN 0003-9829. Dostupné z: <http://www.architalbiol.org/index.php/aib/article/viewFile/485/442>.

LAFRENIERE-ROULA, M., McCREA, D., A. 2005. Deletions of Rhythmic Motoneuron Activity During Fictive Locomotion and Scratch Provide Clues to the Organization of the Mammalian Central Pattern Generator. *Journal of Neurophysiology*. [on-line]. 2005, vol. 94, no. 2, pp. 1120 – 1132. [cit. 13. 3. 2015]. ISSN 1573-9007. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/94/2/1120.full.pdf>.

LAMONTAGNE, A., FUNG, J. 2004. Faster Is Better Implications for Speed-Intensive Gait Training After Stroke. *Stroke*. [on-line]. 2004, vol. 35, no. 11, pp. 2543 – 2548. [cit. 13. 3. 2015]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/35/11/2543.full.pdf+html>.

LATASH, M. L. 2002. *Progress in Motor Control. Structure-Function Relationship in Voluntary Movements*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 260 pp. ISBN 0-7360-0027-5.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. 425 pp. ISBN 13:978-0-7360-6367-8.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological Basis of Movement*. 1st ed. Champaign: Human Kinetics, 1998. 269 pp. ISBN 0-88011-756-7.

LEZAK, M. D., FISCHER, J. S., HANNA, H. J., LORING, D. W., HOWIESON, D. B. 2004. *Neuropsychological Assessment*. 3rd ed. Oxford: Oxford University Press, 2004. 1200 pp. ISBN 978-0-19-539552-5.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M., PFEIFFER, J., ŠVESTKOVÁ, O. 2005. *Neurorehabilitace*. 1. vydání, Galén, Praha, 2005. ISBN: 80-7262-317-6.

LYON, I. L., DAY, B. L. 2005. Predictive Control of Body Mass Trajectory in a Two-Steps Sequence. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2005, vol. 103, no. 4, pp. 193 – 200. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00221-004-2058-z.pdf>.

MALONE, L., A., BASTIAN, A., J. 2010 Thinking about walking: effects of conscious correction versus distraction on locomotor adaptation. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2010, vol. 161, no. 2, pp. 1954 – 1962. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN 1573-9007. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/103/4/1954.full.pdf>.

MALIA, K., BRANNAGAN, A. 2010. *Jak provádět trénink kognitivních funkcí, Praktická příručka pro každého*. 1. vydání, CEREBRUM-Sdružení osob po poranění mozku a jejich rodin, 2010. ISBN: 978-80-904357-3-5.

MAYER, M. 2000. Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, roč. 7, č. 2, s. 66 – 73. ISSN 1211- 2658.

MEHRHOLZ, J, ELSNER, B., KUGLER, J., POHL, M., WERNER, C. 2013. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Medical & Biological Cochrane database of systematic reviews* [online]. 2013, vol. 25, no. 7, pp. 1 – 97. [cit. 16. 3. 2015]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/14651858.CD006185.pub3/asset/CD006185.pdf?v=1&t=i8bsa279&s=1d5fff7d2f3efab642132ef3b3a36d29cea048db>.

MONTOYA, R, BESSOU, P., DUPUI, P., PAGES, B. 1994. Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1994, vol. 32, no. 4, pp. 416 – 420. [cit. 16. 2. 2015]. ISSN 1741-0444. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7967807>.

MORTON, S. M., BASTIAN, A. J. 2006. Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2006, vol. 26, no. 36, pp. 9107 – 9116. [cit. 16. 2. 2015]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/26/36/9107.full.pdf+html>.

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

PRASSAS, S., THAUT, M., McINTOSH, G., RICE, R. 1997. Effect of Auditory Rhythmic Cuing on Gait Kinematic Parameters of Stroke Patients. *Gait & Posture* [online]. 1997, vol. 6, no. 3, pp. 218 – 223. [cit. 19. 3. 2015]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000106>.

PREISS, M., KUČEROVÁ, H. 2006. *Neuropsychologie v neurologii*. 1. vydání, Grada Publishing, a.s., Praha, 2006. ISBN: 80-247-0843-4.

PREISS, M., KŘIVOHLAVÝ, J. 2009. *Trénování paměti a poznávacích schopností*. 1. vydání, Grada Publishing, a.s., Praha, 2009. ISBN: 978-80-247-2738-7.

REISMAN, D. S., WITYK, R., SILVER, K., BASTIAN, A. J. 2007. Locomotor Adaptation on a Split-Belt Treadmill Can Improve Walking Symmetry Post-Stroke. *Brain* [online]. 2007, vol. 130, no. 7, pp. 1861 – 1872. [cit. 9. 3. 2015]. ISSN 1460- 2156. Dostupné z: <http://brain.oxfordjournals.org/content/brain/130/7/1861.full.pdf>.

REYNOLDS, F. R., DAY, B. L. 2005. Visual Guidance of the Human Foot during a Step. *The Journal of Physiology* [on-line]. 2005, vol. 569, no. 2, pp. 677 – 684. [cit. 30. 4. 2014]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: [Http://jp.physoc.org/content/569/2/677 .long](Http://jp.physoc.org/content/569/2/677.long).

ROERDINK, M., BEEK, P. J., KWAKKEL, G., LAMOTH, C. J., WIERINGEN, P. C. 2007. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 8, pp. 1009–1022. [cit. 23. 11. 2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/87/8 /1009.full.pdf+html>.

ROERDINK, M., BANK, P. J. M., BEEK, P. J., PEPPER, C. L. E. 2011. Walking to the Beat of Different Drums: Practical Implications for the Use of Acoustic Rhythms in Gait Rehabilitation. *Gait & Posture* [online]. 2011, vol. 33, no. 4, pp. 690–694. [cit. 26. 11. 2013]. ISSN 1879–2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211000786>.

RUSSEL, D. F., ZAJAC, F., E. 1979. Effects of stimulating Deiters' nucleus and medial longitudinal fasciculus on the timing of the fictive locomotor rhythm induced in cats by DOPA. *Brain Research*. [on-line]. 2007, vol. 177, no. 3, pp. 588–592. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 0006-8993. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/497853>.

RYBAK, I., A., MCCREA, D., A., SHEVTSOVA, N., A. 2006. Modelling spinal circuitry involved in locomotor pattern generation: insights from deletions during fictive locomotion. *Journal of Physiology* [online]. 2006, vol. 577, no. 2, pp. 617–639. [cit. 26. 11. 2013]. ISSN 1879–2219. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1890439/>.

SAVIN, D., G., MORTON, S. M., WHITALL, J. 2013. Generalization of improved step length symmetry from treadmill to overground walking in persons with stroke and hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2013, vol. 124, no. 8, pp. 1–9. [cit. 26. 11. 2013]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S138824571301167X#>.

SCHAUER, M., MAURITZ, K. H. 2003. Musical Motor Feedback (MMF) in Walking Hemiparetic Stroke Patients: Randomized Trials of Gait Improvement. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 17, no. 7, pp. 713 – 722. [cit. 16. 2. 2013]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14606736>.

SCHOENE, D., DELBAERE, K., LORD, S. R., MENANT, J. C., MIKOLAIZAK, A., S., SMITH, S., T., WU, S., M., S. 2013. Discriminative Ability and Predictive Validity of the Timed Up and Go Test in Identifying Older People Who Fall: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2013, vol. 61, no. 2, pp. 202–208. [cit. 26. 12. 2013]. ISSN 1532-5415. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1111/jgs.12106/asset/jgs12106.pdf?v=1&t=hqc6uym6&s=b1bd68dc6c1c4fd967fdb59256cfc21fdfea2eb>.

SILVER, K., H., GOLDBERG, A. P., FORRESTER, L. W., MACKO, R. F., SMITH, G. V. 2000. Effects of Aerobic Treadmill Training on Gait Velocity, Cadence, and Gait Symmetry in Chronic Hemiparetic Stroke: a preliminary report, *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2000, vol. 144, no. 1, pp. 65–71. [cit. 26. 3. 2015]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/14/1/65.long>.

SIU, K. CH., CATENAN, R. D., DONKELAAR, P. V., CHOU, L. S., WOOLACOTT, M. H. 2008. Effects of a secondary task on obstacle avoidance in healthy young adults. *Experimental Brain Research* [online]. 2008, vol. 184, no. 1, pp. 115–120. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-007-1087-9>.

SMULDERS, E., DUYSSENS, J., LAAN, R., VAN LANKVELD, W., WEERDESTEYN, W. 2011. Can Improved Obstacle Avoidance Performance Explain The Effectiveness of a Multimodal Falls Prevention Program for Persons with osteoporosis? *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2011, vol. 59, no. 2, pp. 368–369. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1532-5415. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-5415.2011.03254.x/epdf>.

SUTEERAWARRANNON, M., ETNYRE, B. R., JANKOVIC, J., MORRIS, G. S., PROTAS, E. J. 2004. Effects of visual and auditory cues on gait in individuals with Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 2004, vol. 219, no. 15, pp. 63–69. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 0022-510X. Dostupné z: [http://www.jns-journal.com/article/S0022-510X\(03\)00381-2/fulltext](http://www.jns-journal.com/article/S0022-510X(03)00381-2/fulltext).

STAPLETON, T., ASHBURN, A., STACK, E. 2001. A pilot study of attention deficits, balance control and falls in the subacute stage following stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 15, no. 4, pp. 437–444. [cit. 26. 2. 2015]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/content/15/4/437.long>.

ŠVINGALOVÁ, D. 1998. *Základy psychologie (II. díl: Kognitivní složka osobnosti)*. 2. vydání, Liberec: Technická univerzita v Liberci, 1998. ISBN: 80-7083-317-3.

THAUT, M. H., MCINTOSH, G., C., RICE, R., R. 1997. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of the Neurological Sciences Sciences*. [on-line]. 1997, vol. 151, no. 2, pp. 207–212. [cit. 18. 5. 2014]. ISSN 1590-3478. Dostupné z: http://www.interactivemetronome.com/imw/IMpublic/Research/Temporal%20Processing/Gait/Research_RAS_Hemiparetic%20Stroke%20Rehab_thaut1997.pdf.

TROJAN, S., DRUGA, R. 2005. Centrální mechanismy řízení motoriky. In TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 237 s. ISBN 80-247-1296-2.

TROJAN, S., POKORNÝ, J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. Bratislavské lekárske listy [on-line]. 1997, roč. 98, č. 12, s. 667 – 673. [cit. 17. 12. 2014]. ISSN 1336-0345. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.bmj.sk/1997/09812-03.pdf>.

TORRES-OVIEDO, G. M., BASTIAN, A. J. 2010. Seeing is believing: effects of visual contextual cues on learning and transfer of locomotor adaptation. The Journal of Neuroscience [online]. 2010, vol. 50, no. 30, pp. 17015 – 17022. [cit. 16. 3. 2015]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/30/50/17015.full.pdf+html>.

VAN PEPPEN, R. P., KWAKKEL, G., WOOD-DAUPHINEE, S., HENDRIKS, H. J., VAN DER WEES, P. J., DEKKER, J. 2004. The Impact of Physical Therapy on Functional Outcomes After Stroke: What's the Evidence? *Clinical Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 18, no. 8, pp. 833 – 862. [cit. 15. 5. 2014]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://195.113.14.5/hendl/metodologie/disertace/doktorfyziother236.pdf#page=23>.

VARRAINE, M., BONNARD, M., PAILHOUS, J. 2000. Intentional on-line adaptation of stride length in human walking. *Experimental Brain Research* [online]. 2000, vol. 130, no. 2, pp. 248 – 257. [cit. 15. 3. 2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10672479>.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. Kinematika krokového cyklu. In VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. Ss 51-56. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. 1995. Pohyb a vědy o pohybu – II. část. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 1995, roč. 2, č. 1, s. 19 – 24. ISSN 1211-2658.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 2001, roč. 2, č. 4, s. 184–189. [cit. 26. 11. 2013]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>.

WALKER, C. M., SHARMA A., SUNDERLAND, A., WALKER, M., F.. 2004. The impact of cognitive impairment on upper body dressing difficulties after stroke: a video analysis of patterns of recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. [on-line]. 2004, vol. 75, no. 1, pp. 43–48. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 1468-330X. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/content/75/1/43.full>.

WALL, J. C., TURNBULL G., I. 1986. Gait asymmetries in residual hemiplegia.. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [on-line]. 1986, vol. 67, no. 8, pp. 550–553. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 1532- 821X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3741082?dopt=Abstract>.

WARD, N. S., BROWN, M. M., THOMPSON, A. J., FRACKOWIAK, R. S. J. 2003. Neural Correlates of Outcome After Stroke: A Cross-Sectional fMRI Study. *Brain* [online]. 2003, vol. 126, no. 6, pp. 1430 – 1448. [cit. 30. 12. 2014]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <http://brain.oxfordjournals.org/content/126/6/1430.full.pdf+html>.

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait Analysis: An Introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. 255 pp. ISBN 978-0-7506-8883.

WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A. 2002. Attention and the Control of Posture and Gait: A Review of an Emerging Area of Research. *Gait & Posture* [on-line]. 2002, vol. 16, no. 1, pp. 1 – 14. [cit. 13. 3. 2015]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001564>.

YANAGIHARA, D., KONDO, I. 1996. Nitric oxide plays a key role in adaptive control of locomotion in cat. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. [on-line]. 1996, vol. 93, no. 23, pp. 13292–13297. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 1091-6490. Dostupné z: <http://www.pnas.org/content/93/23/13292.full.pdf>.

YANG, J. F., LAM, T., LAMONT, E., MUSSELMAN, K., PANG, M. Y., SEINEN, E. 2004. Infant stepping: a window to the behaviour of the human pattern generator for walking. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*. [on-line]. 2004, vol. 82, no. 8-9, pp. 662–674. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 1205-7541. Dostupné z: http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/y04-070?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Aacrossref.org&rfr_dat=cr_pub%3Dpubmed&#.VSffKM7U5nN.

YAVUZER, M. G. 2007. Walking After Stroke. *Journal of Physical Medicine and Rehabilitation Sciences*. [on-line]. 2007, vol. 10, no. 1, pp. 1–8. [cit. 18. 12. 2014]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: http://www.jpmsr.org/pdf/pdf_PMJ_272.pdf.

Seznam zkratek

ACM	arteria cerebri media
ACP	arteria cerebri posterior
AŠ	modifikovaná Ashworthova škála
BG	bazální ganglia
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COP	Centre of Pressure
CT	contact time (doba kontaktu)
DSF	délka stojné fáze
FH	francouzská hůl
h	hemoragické onemocnění mozku
i	ischemické onemocnění mozku
IC FP	intracerebrální fronto-parietálně
km	kilometr.
later.	strana postižená hemiparézou
m	musculus
n	počet měřených osob
Npar	neparetická končetina
Par	paretická končetina
p	hladina statistické významnosti
PRIND	plně reverzibilní neurologický deficit
s	sekunda
SL	step length (délka kroku)
TIA	tranzitorní ischemická ataka
TUG	Timed UP and Go test

TUG kogn. Timed UP and Go test s kognitivním úkolem

10 MW 10 Meter Walking test

km – kilometr.

Seznam obrázků a příloh

OBRAZEK 1A., 1B. TERAPIE POMOCÍ C-MILL S VYUŽITÍM VIZUÁLNÍCH KAMENŮ (HOLLANDS ET AL., 2013, P. 5).....	28
TABULKA 1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU	31
TABULKA 2 TABULKA MEDIÁNŮ, MINIMÁLNÍCH A MAXIMÁLNÍCH HODNOT MĚŘENÝCH PARAMETRŮ	34
OBRAZEK 2 GRAF DISTRIBUCE DÉLKY KROKU PRO PARETICKOU DK NA ZAČÁTKU A KONCI TERAPIE	36
OBRAZEK 3 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY DÉLKY KROKU U PARETICKÉ DK, TJ. ROZDĚLENÍ DIFERENCÍ (PO-PŘED) TERAPIÍ	36
OBRÁZEK 4 GRAF DISTRIBUCE ASYMETRIE DÉLKY KROKU U PARETICKÉ DK NA ZAČÁTKU A NA KONCI TERAPIE.....	37
OBRÁZEK 5 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY ASYMETRIE DÉLKY KROKU U PARETICKÉ DK PŘED A PO TERAPII	38
TABULKA 3 TABULKA MEDIÁNŮ, MINIMÁLNÍCH A MAXIMÁLNÍCH HODNOT MĚŘENÝCH PARAMETRŮ PŘI VIZUÁLNÍ STIMULACI.....	39
OBRÁZEK 6 GRAF DISTRIBUCE DÉLKY KROKU PRO PARETICKOU DK NA ZAČÁTKU A KONCI POSLEDNÍ TERAPIE PŘI VIZUÁLNÍ STIMULACI.....	40
OBRÁZEK 7 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY DÉLKY KROKU U PARETICKÉ DK PŘED 1. A PO POSLEDNÍ VIZUÁLNÍ STIMULACÍ	41
TABULKA 4 TABULKA MEDIÁNŮ, MINIMÁLNÍCH A MAXIMÁLNÍCH HODNOT MĚŘENÝCH PARAMETRŮ PŘI AKUSTICKÉ STIMULACI	42
OBRÁZEK 8 GRAF DISTRIBUCE DÉLKY KROKU PRO PARETICKOU DK NA ZAČÁTKU A KONCI POSLEDNÍ TERAPIE S VYUŽITÍM AKUSTICKÉ STIMULACE	43
OBRÁZEK 9 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY DÉLKY KROKU U PARETICKÉ DK PŘED A PO POSLEDNÍ TERAPII AKUSTICKOU STIMULACÍ.....	44
TABULKA 5 TABULKA MEDIÁNŮ, MINIMÁLNÍCH A MAXIMÁLNÍCH HODNOT PARAMETRU TUG A TUG S KOGNITIVNÍM ÚKOLEM NA ZAČÁTKU TERAPIE A NA KONCI POSLEDNÍ TERAPIE	45
OBRÁZEK 10 GRAF DISTRIBUCE HODNOT PARAMETRU TUG A TUG S KOGNITIVNÍM ÚKOLEM NA ZAČÁTKU A PO POSLEDNÍ TERAPII.....	45
OBRÁZEK 11 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY HODNOT PARAMETRU TUG A TUG S KOGNITIVNÍM ÚKOLEM PŘED A PO POSLEDNÍ TERAPII.....	46
TABULKA 6 TABULKA MEDIÁNŮ, MINIMÁLNÍ A MAXIMÁLNÍ HODNOTY PARAMETRU 10 METER WALKING TEST NA ZAČÁTKU TERAPIE A PO POSLEDNÍ TERAPII.....	47

OBRÁZEK 12 GRAF DISTRIBUCE HODNOT ČASOVÉHO PARAMETRU 10 METER WALKING TEST NA ZAČÁTKU A PO POSLEDNÍ TERAPII.....	48
OBRÁZEK 13 GRAF DISTRIBUCE ZMĚNY HODNOT ČASOVÉHO PARAMETRU 10 METER WALKING TEST PŘED 1. A PO POSLEDNÍ TERAPII.....	49
OBRÁZEK 14 VZOR INFORMOVANÉHO SOUHLASU.....	84
TABULKA 7. MODIFIKOVANÁ ASHWORTHOVA ŠKÁLA.....	85

Přílohy

Obrázek 14 Vzor informovaného souhlasu

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Poučení a souhlas probanda

Pacient/pacientka

Souhlasí s provedením funkčních testů a terapie na chodníku C-mill v kineziologické laboratoři pro potřeby diplomové práce s názvem **Efekt tréninku na zlepšení chůze, rychlosti a adaptace na C-millu u pacientů po cévní mozkové příhodě,** kterou zpracovává Bc. Lukáš Babinec pod odborným vedením MUDr. Petra Koláře.

Byl/-a jsem srozumitelně seznámena s průběhem laboratorního vyšetření. Souhlasím s jeho provedením a anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních údajů.

V Olomouci dne

.....

Podpis pacienta/pacientky

Tabulka 7. Modifikovaná Ashworthova škála

0	Bez zvýšení svalového tonu
1	Mírné zvýšení svalového tonu, s náznakem odporu a následným uvolněním během pohybu nebo minimální odpor na konci rozsahu pohybu do flexe nebo extenze
1+	Mírné zvýšení svalového tonu, projevuje se „zadržením“, následovaným minimálním odporem ve zbývajícím (méně než polovina) rozsahu pohybu
2	Znatelnější zvýšení svalového tonu během většiny rozsahu pohybu, avšak postiženou částí těla je dosud možno pohybovat celkem lehce
3	Zřetelné zvýšení svalového tonu, pasivní pohyb lze provést jen s obtížemi.
4	Postižené části těla jsou ztuhlé ve flexi nebo extenzi

