

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav Fyzioterapie

Bc. Vendula Dopitová

**Hodnocení efektivity terapie na chodícím pásu na  
časoprostorové charakteristiky chůze a funkční stav pacientů  
po CMP**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Martina Marková

Olomouc 2013

## ANOTACE

**Název práce:** Hodnocení efektivity terapie na chodícím pásu na časoprostorové charakteristiky chůze a funkční stav pacientů po CMP

**Název práce v AJ:** The evaluation of the effectiveness of gait therapy on treadmill on spatiotemporal characteristics of gait and functional status of patients after stroke

**Datum zadání:** 2012-01-31

**Datum odevzdání:** 2013-05-17

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

**Autor práce:** Bc. Vendula Dopitová

**Vedoucí práce:** Mgr. Martina Marková

**Oponent práce:** Mgr. Lucie Szmeková

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce se zabývá vlivem terapie chůze na chodícím pásu s využitím senzorické stimulace u pacientů po cévní mozkové příhodě. Teoretická část shrnuje poznatky o cévní mozkové příhodě. V této části je stručně popsána patofyziologie onemocnění, jednotlivé typy cévních mozkových příhod, vzniklé změny na neuronální úrovni a jejich dopad na hybný systém a dále teoretický a klinický význam neuroplasticity. Dále je přehled poznatků zaměřen na chůzi. Je uveden stručný popis základních charakteristik krokového cyklu, kinematika a kinetika krokového cyklu, časoprostorové charakteristiky chůze a centrální mechanismy řízení. Jsou zde také stručně popsány patologické prvky hemiparetické chůze a nástin rehabilitace u pacientů po CMP. Experimentální část práce se zabývá vlivem terapie chůze s různým typem senzorické stimulace na časoprostorové parametry chůze a funkční stav pacientů po iktu. Měření se účastnilo celkem 17 osob. Pomocí chodícího pásu a funkčních testů je hodnocen efekt senzorické stimulace na sledované parametry chůze před a po terapii. Výsledky našeho měření naznačují pozitivní vliv terapie chůze se senzorickou stimulací na pozorované parametry. Největší účinek jednotlivých terapií byl pozorován na funkčním stavu jedince. Tato práce nám potvrzuje význam používání chodícího pásu se senzorickou stimulací v běžné praxi. Jedním ze závěrů je specifikace výběru senzorické stimulace podle konkrétního terapeutického cíle.

Výsledky naší práce jsou srovnávány se studiemi, které byly vyhledány zejména přes databáze EBSCO, MEDLINE, PubMed a Web of Science.

**Abstrakt v AJ:** This thesis examines the influence of gait therapy on a treadmill using sensory stimulation on patients after stroke. The first part summarizes the knowledge about stroke. This section briefly describes the pathophysiology of the disease, different types of stroke, changes in the neuronal level and their impact on system of movement and further theoretical and clinical relevance of neuroplasticity. Furthermore, the list of knowledge is focused on walking. It gives a brief description of the essential characteristics of the step cycle, kinematics and kinetics of the step cycle, the spatiotemporal characteristics of gait and central control mechanisms. There are also briefly described pathological features, and hemiparetic gait rehabilitation for patients after stroke is outlined. The experimental part of the thesis deals with the influence of gait therapy with different types of sensory stimulation on the spatiotemporal gait parameters and functional status of individuals poststroke. Measurement was participated by total of 17 people. The usage of the treadmill and the functional tests evaluated the effect of sensory stimulation on gait parameters and was focused on the state before and after the treatment. The results of our measurements indicated a positive effect of gait therapy with sensory stimulation to the observed parameters. The biggest effect of the therapy was observed in functional status. This work confirms the importance of using a treadmill with sensory stimulation in normal practice. One of the conclusions is the specification of sensory stimulation by selecting particular therapeutic targets. This results are compared with studies that were retrieved mainly through databases EBSCO, MEDLINE, PubMed and Web of Science.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, chůze, chodící pás, senzorická stimulace, metronom, vizuální stopa

**Klíčová slova v AJ:** stroke, gait, treadmill, sensory stimulation, metronome, visual cue

**Rozsah:** 64 s. čistého textu, celkem 99 s., 5 příloh

### **Prohlášení**

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

Olomouc 17. května 2013

-----  
podpis

### **Poděkování**

Děkuji Mgr. Martině Markové za trpělivost, cenné připomínky a rady při odborném vedení diplomové práce, dále Mgr. Dagmar Tečové za statistické zpracování dat.

## OBSAH

ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ .....	9
1.1 Akutní cévní mozková příhoda.....	9
1.1.1 Patofyziologie cévní mozkové příhody .....	10
1.1.2 Ischemické cévní mozkové příhody .....	11
1.1.3 Hemoragické cévní mozkové příhody .....	12
1.1.3 Změny na neuronální úrovni a jejich dopad na hybný systém.....	13
1.1.4 Teoretický a klinický význam neuroplasticity .....	15
1.2 Chůze.....	17
1.2.1 Krokový cyklus .....	18
1.2.2 Kinematika krokového cyklu .....	19
1.2.3 Kinetika krokového cyklu.....	22
1.2.4 Časoprostorové charakteristiky chůze .....	23
1.2.5 Centrální mechanismy řízení chůze.....	24
1.2.6 Charakteristika hemiparetické chůze.....	29
1.2.7 Rehabilitace chůze u osob po CMP.....	31
2 CÍLE A HYPOTÉZY .....	34
3 METODIKA VÝZKUMU.....	36
3.1 Charakteristika testovaného souboru .....	36
3.2 Průběh měření.....	38
3.3 Statistické zpracování dat .....	41
4 VÝSLEDKY .....	42
4.1 Testování hypotézy $H_01$ .....	42
4.2 Testování hypotézy $H_02$ .....	43
4.3 Testování hypotézy $H_03$ .....	44
4.4 Testování hypotézy $H_04$ .....	46
4.5 Testování hypotézy $H_05$ .....	48
4.6 Testování hypotézy $H_06$ .....	50
5 DISKUZE .....	56
5.1 Diskuze k hypotéze $H_01$ .....	58

5.2 Diskuze k hypotéze $H_02$ .....	62
5.3 Diskuze k hypotéze $H_03$ .....	64
5.3 Diskuze k hypotéze $H_04 - H_06$ .....	68
ZÁVĚR .....	71
REFERENČNÍ SEZNAM .....	72
SEZNAM ZKRATEK .....	86
SEZNAM GRAFŮ .....	87
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	88
SEZNAM TABULEK .....	89
SEZNAM PŘÍLOH .....	90
PŘÍLOHY .....	91

## ÚVOD

Cévní mozková příhoda (CMP) je stále častou příčinou těžkého zdravotního postižení, a je proto značným medicínským, sociálním a ekonomickým problémem. Uvádí se, že v České republice žije asi 150 000 osob po CMP. Ročně je tak postiženo až 35 000 osob. Z toho přežívají asi 2/3 pacientů, přičemž přibližně polovina z nich je nadále těžce handicapována. Toto onemocnění zároveň představuje nejčastější příčinu invalidity v dospělé populaci (Kalit et al., 2006, s. 12; Horáček & Kolář, 2009, s. 386).

Naše práce je zaměřena na terapeutické možnosti ovlivnění lokomoce u těchto pacientů po iktu. Konkrétně se zabývá vlivem terapie chůze na chodícím pásu se současným využitím různých sensorických vstupů. Řada studií se již v dřívější době tímto tématem zabývala. Ve většině případů však autoři sledovali pouze vliv jedné sensorické modalit na změny časoprostorových charakteristik krokového cyklu. V naší práci porovnáváme u jednoho pacienta hned 3 typy terapie chůze s různě působícími modalitami. Kromě hodnocení časoprostorových charakteristik chůze jsme se zaměřili také na funkční stav jedince. Ke kvantifikaci rozdílů před a po terapii jsme zvolili funkční klinické testy a pro větší objektivizaci lokomočního vzoru chodící pás.

Cílem práce bylo zjistit, zda se terapie na chodícím pásu jeví u pacientů po CMP jako přínosná a zda je využití sensorických modalit v rehabilitaci chůze výhodné. Z našich výsledků jsme se snažili vyvodit i určité závěry pro praxi.



# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Akutní cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) neboli iktus je náhle vzniklá mozková porucha, především ložisková (méně často i globální). Je způsobena poruchou cerebrální cirkulace na podkladě ischemie (80 %) nebo hemoragie (20 %) – z čehož intracerebrálních hemoragií je přibližně 17 % a zbylá 3 % připadají na krvácení subarachnoidální (Amber, 2006, s. 156; Jedlička & Keller, 2005, s. 73). Podle Votavy (2001, s. 184) jsou následky CMP nejběžnějším a nejtypičtějším příkladem spastické hemiparézy a parézy centrálního původu vůbec. Cévní mozkové příhody jsou za nádorovými a kardiovaskulárními nemocemi 3. nejčastější příčinou úmrtí v civilizovaných zemích. Dnes je tomuto onemocnění věnována velká pozornost a pokroky v diagnostice a terapii umožňují optimističtější náhled na toto onemocnění (Dufek, 2002, s. 5; Kalita, 1997, s. 4; Vaňásková et al., 1997, s. 96; Vaňásková, Tošnerová, Bukáč, 2003, s. 60). V posledních letech se výskyt iktů stále zvyšuje, a to nejen u seniorů, ale i u osob v produktivním věku (Kalita et al., 2006, s. 12).

Medicína dnešní doby je medicína založená na důkazech, a to platí i pro cerebrovaskulární problematiku. Guidelines pro léčbu CMP se zabývá a vydává několik renomovaných institucí (například American Heart Association, European Stroke Initiative a American College of Chest Physician). Podle nejnovějších poznatků a výsledků studií zpracovávají návrhy léčby a optimalizují tak diagnosticko-terapeutické postupy. Nejenom ve světě, ale i u nás zájem o tuto problematiku stoupá. Budují se iktové jednotky, které pacientovi poskytují komplexní péči diagnostickou i terapeutickou. Předpokladem úspěchu je těsná spolupráce s lékařem, oborem fyzioterapie, ergoterapie, ale i psychologie, dále se sociálním pracovníkem, rodinnými příslušníky a především sám pacient má maximálně spolupracovat (Dufek, 2002, s. 5).

### 1.1.1 Patofyziologie cévní mozkové příhody

Pro svou biologickou potřebu a realizaci informační funkce neuronů má mozek značné metabolické nároky. Jeho metabolismus je závislý na dodávce kyslíku a glukózy. I když mozek reprezentuje zhruba 2 % z celého objemu těla, spotřebuje 20 % celkové potřeby kyslíku a až 50 % celkové spotřeby glukózy. Do mozku v klidu proudí 800 ml/min krve, což je 15 – 20 % z celkového srdečního výdeje. Proto je pro správnou činnost mozku tak důležitý konstantní mozkový krevní proud (Kalita et al., 2006, s. 193). Patogenní příčina nejčastějšího typu CMP – ischemického iktu je nejčastěji tromboembolická a aterotrombogenní nebo kardioembolická, event. může být způsobena onemocněním malých mozkových tepen. Dochází ke snížení regionálního mozkového průtoku a regionálního perfúzního tlaku a v příslušném cévním teritoriu způsobuje stav tzv. nouzové perfuze. V zájmu udržení normálního metabolismu mozku je tato situace korigována autoregulačními mechanismy. Po vyčerpání jejich kompenzačních možností progreduje ložisková porucha perfuze při poklesu regionálního mozkového průtoku pod 22 až 18 ml/100 g mozkové tkáně do stavu tzv. ischemického polostínu, kdy vyhasíná informační funkce neuronů a manifestuje se klinický obraz akutní cévní mozkové příhody (Kalita et al., 2006, s. 13; Horáček & Kolář, 2009, s. 387).

Po zániku membránových potenciálů neuronů nejdříve selže membránová pumpa, tvořící  $\text{Na}^+ - \text{K}^+$  gradient mezi intersticiem a nitrem buňky.  $\text{K}^+$  uniká z buněk, dovnitř proudí  $\text{Na}^+$  a nastává intracelulární edém, který je ještě reverzibilní. Při delším trvání hluboké ischemie zanikají i oxidační fosforylace a proteosyntéza v mitochondriích, které zduří. Produkce neurotransmiterů ustává a uvolněné volné radikály destrukují fosfolipidy buněčných membrán. Nastává rozpad endoplazmatického retikula, hydrolýza rozvolní další organely a buněčnou stěnu. Podobné pochody, s krátkým časovým odstupem po neuronech, postihují i glii. Právě intracelulární hyperhydratace glie je za zvětšení objemu ložiska nejvíce zodpovědná. Kromě změn morfologických a histologických jsou pozorovány i změny chemické. Nejnápadnější změnou je přesmyk aerobní glykolýzy na anaerobní. Dochází ke zvýšené produkci laktátu a klesá pH tkáně. Další významnou okolností je degradace membránových fosfolipidů s následným vzestupem volných mastných kyselin (Jedlička & Keller, 2005, s. 82 – 83).

V ischemickém jádře podléhá více než 95 % buněčných elementů nekróze. Toto jádro je obklopeno oblastí ischemického polostínu, kde naopak 95 % buněk má naději na strukturální i buněčnou úpravu. Právě tato tkáň je hlavní cílovou oblastí pro léčebné ovlivnění ischemického iktu (Kalita et al., 2006, s. 13).

### **1.1.2 Ischemické cévní mozkové příhody**

Ambler diferencuje mozkové ischemie podle různých kritérií:

1. Podle mechanismu vzniku na obstrukční (okluzivní), při kterém dojde k uzavěru cévy trombem nebo embolem, a na neobstrukční vznikající hypoperfúzí z příčin regionálních i systémových. V současnosti se rozlišují čtyři základní subtypy mozkových infarktů:

- a) aterotromboticko-embolický okluzivní proces velkých a středních arterií (40 %),
- b) arteriopatie malých cév (lakunární infarkty představující přibližně 20 %),
- c) kardiogenní embolizace (16 %),
- d) ostatní, kam jsou řazeny koagulopatie, hemodynamické – ischemicko-hypoxické příčiny, neaterosklerotické poruchy a infarkty z nezjištěné příčiny (4 %).

2. Podle vztahu k tepennému povodí na infarkty teritoriální (v povodí – teritoriu některé tepny), interteritoriální (na rozhraní povodí jednotlivých tepen) a infarkty lakunární (postižení malých perforujících arterií).

3. Podle časového průběhu na tranzitorní ischemické ataky (TIA), reverzibilní ischemický neurologický deficit (RIND), vyvíjející se (progredující) příhoda a dokončené ischemické příhody (Ambler, 2001, s. 157).

Klinická symptomatika ischemických příhod je velmi variabilní, od velmi lehkých až po těžké i smrtelné stavy. Záleží především na tíži, rozsahu a trvání ischemie. Topická diagnóza určuje dvě hlavní arteriální povodí – karotické a vertebrobasilární. Při postižení přední cirkulace (karotického povodí) je typická hemisferální léze – hemiparéza, hemiplegie, poruchy čítí hemicharakteru, afázie, paréza pohledu s konjugovanou deviací, někdy se objevují i epileptické paroxysmy a u těžkých iktů porucha vědomí (Ambler, 2001, s. 158). Při ischemii v tomto povodí může být postižena jak a. carotis interna, tak pouze její větve (Horáček & Kolář, 2009,

s. 387). Pro postižení zadní cirkulace (vertebrobazilárního povodí) je typická kmenová a cerebelární symptomatika. Objevují se závratě, zvracení, porucha rovnováhy, nystagmus, ataxie, diplopie, dysartrie, parestázie v obličeji i končetinách a poruchy vědomí (Ambler, 2001, s. 161). Ve vertebrobazilárním povodí může být postižena a. vertebralis, a. basilaris a také mozečkové nebo kmenové tepny (Horáček & Kolář, 2009, s. 388).

### **1.1.3 Hemoragické cévní mozkové příhody**

Hemoragické CMP, při kterých dochází ke krvácení do mozkového parenchymu, jsou zatížené větší mortalitou než příhody ischemické. Příčinou mozkové hemoragie je nejčastěji arteriální hypertenze. Vznikají v důsledku ruptury cévní stěny některé mozkové artérie, kdy jde buď o jednorázový děj, nebo může krvácení pokračovat hodiny i dny. V místě ruptury dochází k fyziologickým a hemokoagulačním dějům a zástavě krvácení (Ambler, 2001, s. 167). Krvácení může být tříštivé, nebo ohraničené (globózní). Tříštivé krvácení vznikající při ruptuře cévní stěny postižené chronickou arteriální hypertenzí, nejčastěji v oblasti centrálních perforujících arterií, tvoří 80 % parenchymových hemoragií. Dochází zpravidla ke krvácení do bazálních ganglií, thalamu, vnitřního pouzdra a prognosticky je často nepříznivé. Globózní (atypická) krvácení tvoří 20 % parenchymových hemoragií a mají příznivější prognózu. Jsou většinou způsobena rupturou cévní anomálie a postihují typicky subkortikální oblast. Někdy nastane krvácení i u arteriovenózních malformací či při různých angiopatiích a kolagulopatiích. U mladších jedinců může být příčinou mozkové hemoragie také drogová závislost (Horáček & Kolář, 2009, s. 388).

Symptomatika mozkových parenchymových krvácení závisí hlavně na jejich velikosti a charakteru. Krvácení většího rozsahu bývají tříštivá s expanzivním charakterem a destrukcí mozkové tkáně. Kromě těžkého neurologického deficitu bývají spojena s alterací celkového stavu, bolestí hlavy, zvracením a poruchou vědomí způsobená edémem mozku a nitrolební hypertenzí. Krvácení se může provalit do komorového systému a vzniká hematocefalus. Prognóza je velmi vážná a značná část nemocných umírá. Menší krvácení tkáň nedestruují, pouze ji komprimují a působí expanzivně. Dominantní jsou ložiskové příznaky podle lokalizace krvácení (Ambler, 2001, s. 168). Mozková krvácení jsou nejčastěji lokalizována v bazálních gangliích –

v putamen, capsula interna (30 – 35 %), centrum semiovale (lobární krvácení – 20 %), thalamus (10 – 20 %), mozkový kmen (10 – 15 %), mozeček (10 – 20 %) a ncl. caudatus (5 %). Mozečková krvácení jsou méně závažná a většinou se projevují náhle vzniklou bolestí hlavy, nauzeou, zvracením, někdy lehčí alterací vědomí, poruchou stoje a chůze a homolaterální neocerebelární a vestibulární symptomatologií. Krvácení do mozkového kmene se manifestuje kmenovou symptomatologií a mají většinou infaustní prognózu. Známkou komprese je konjugovaná deviace bulbů směrem od ložiska (Ambler, 2001, s. 168; Horáček & Kolář, 2009, s. 389).

### **1.1.3 Změny na neuronální úrovni a jejich dopad na hybný systém**

Funkční následky cévní mozkové příhody jsou způsobeny snížením nebo ztrátou určitých funkcí, které se projevují slabostí, únavností, ztrátou obratnosti, vymizením kožních reflexů. Při pohybové reedukaci jsou nosnými problémy senzorické poruchy, poruchy komplexních centrálních pohybových vzorů a jemné motoriky. Dochází také ke zvýšení některých projevů, které vedou k novým neurologickým problémům, jako je svalová hypertonie spastického typu, spastické pyramidové jevy, klony a hyperreflexie šlachových reflexů. Pohybový systém pracuje jako funkční celek. Pokud je přítomna dostatečná funkční rezerva utlumených neuronů, konečný pohyb se bude blížit normě a fyziologickému pohybovému vzoru, ovšem v případě velké strukturální léze se to stát nemůže (Kalit et al., 2006, s. 494; Perry & Burnfield, 2010, p. 302).

Produkce volní hybnosti je komplexní jev, který dosud není zcela objasněn. Je známo, že složené pohyby, např. dosahové aktivity, jsou při postižení motorické oblasti centrálního nervového systému alterovány. Přesto základní schopnost produkovat pohyb je u mnoha pacientů zachována (Bobath; Twitchell in Latash, 2002, p. 104). Zhoršení motorické kontroly izolovaných a složených pohybů obvykle ovlivní jejich kvalitu. Poškození mozku může způsobovat nejen poškození fyzické, ale také percepční problémy a ztrátu senzorické diskriminace. Zmíněné problémy mohou být rovněž spojeny s postižením rovnováhy, zraku, řeči i sluchu (Carraro, 2002, s. 10).

Votava popisuje z funkčního hlediska dvě základní změny, které ovlivňují hybný systém v důsledku nezvratného zničení určitého množství neuronů v mozku. Jde o snížení celkového množství vzruchové aktivity, která přichází z mozku do míchy

a poruchu rovnováhy mezi excitací a inhibicí. Motoneurony některých svalů dostávají převahu podnětů excitačních, což se projeví zvýšenou reaktivitou a následnou spasticitou, u antagonistů převažují podněty inhibiční, čímž dojde k jejich útlumu. Reflexní odpovědi jsou modifikovány a celkově zvýrazněny (Votava, 2001, s. 184).

Po náhlém začátku CMP nastávají z hlediska motorické poruchy během dnů až týdnů dva základní děje. Po počáteční (pseudo)chabé paréze dochází k rozvoji hyperreflexie a spasticity, a poté nastává spontánní návrat volní hybnosti. Zlepšení následkem ústupu edému a návrat funkce neuronů z oblasti mimo vlastní nekrózu lze předpokládat pouze v prvních hodinách (snad dnech). Změny, které pozorujeme v průběhu dnů, týdnů a měsíců, lze vysvětlit především dvěma mechanismy.

1. Axony zničených mozkových neuronů odumírají a jejich synapse na míšních neuronech se uvolní. Ze zachovalých axonů vypučí větévky, které uvolněné synapse obsadí. Může tak dojít zčásti k úpravě funkčního spojení, ale také ke zvýšení reflexních odpovědí na míšní úrovni a tím i spasticitě.

2. Dojde k aktivaci morfologicky existujících, ale dosud nefunkčních spojení – plasticita mozkové kůry. V mozku existuje řada „rezervních“ paralelních funkčních spojů, jež se do aktivního stavu uvádějí odstraněním inhibičních synapsí či rozvojem denervační citlivosti a nahradí tak buňky a spoje zničené následkem CMP (Votava, 2001, s. 184).

Proces obnovy při lézi centrálního nervového systému (CNS) je zřejmě spojený s mechanismy umožňujícími systému uplatnění jeho vlastní „redundancí“. Například, bude-li kloub dočasně fixován v určitém postavení, kompenzačním pohybem v okolních kloubech bude zajištěno provedení daného úkolu. Toto je příklad redundance, při které systém substitučně umožní použití více stupňů volnosti k provedení dané činnosti než je za fyziologických podmínek běžné (Latash, 2002, p. 104).

S redundancí souvisí také fenomén plasticity CNS. Během zotavování po cévní mozkové příhodě se oba tyto procesy neustále prolínají. Obnova motoriky po poškození primárního motorického kortexu nebo pyramidové dráhy je zřejmě spojena s funkční reorganizací v descendentních motorických drahách nepostížených lézí (Chollet et al.; Fries et al.; Hallett et al.; Wailler et al. in Latash, 2002, p. 104). Základ takových reorganizací může spočívat ve značném funkčním překrytí kortikálních motorických oblastí. Studie zabývající se mechanismy obnovení motorických funkcí po cévní mozkové příhodě potvrzují zvýšenou aktivaci primárního sensorimotorického

kortexu během pohybu paretické končetiny v časném období po příhodě (Hodics, Cohen, Crarner, 2006, p. 40). Bylo zjištěno, že následná obnova motorických funkcí je spojena se snížením aktivity kontralaterálně od strany léze a zvýšenou činností primárního senzomotorického kortexu postižené strany (Ward et al., 2003, p. 1438; Carey et al., 2006, p. 34; Calautti et al., 2006, p. 330; Enzinger et al., 2009, p. 2464).

#### **1.1.4 Teoretický a klinický význam neuroplasticity**

Donedávna se vyvinutý (dospělý) mozek považoval za relativně statický orgán. Novější výzkumy však ukazují, že i dospělý mozek není jen fixní struktura, ale že se neustále mění a formuje (Rakús, 2009, s. 83; Latash, 2002, p. 127; Kautz et al., 2005, p. 250).

Plasticita nervového systému je specifická vlastnost se zákonitě vyvíjet, reagovat na změny vnitřního i zevního prostředí a případně se jim přizpůsobit, a to jak za fyziologických, tak i za patologických situací. Experimentálními nálezy a klinickými pozorováními byla prokázána dynamičnost nervového systému, která je charakterizována rovnováhou mezi rigiditou a plasticitou. Již Lashley (in Latash, 1998, p. 232) svou prací z roku 1930 poukázal na fakt, že poškození mozkuvého kortexu může vést k dramatickým topografickým reorganizacím v přilehlých korových oblastech, které se tímto významně podílí na zotavování po cévní mozkové příhodě.

Plastické změny neuronálních systémů využívají obecných společných mechanismů a jsou charakterizovány dvěma základními projevy. První tzv. „funkční“ plasticita nastupuje relativně rychle a projevuje se dobře reverzibilními změnami. Druhý typ plasticity je podmíněn změnami exprese genotypu ve fenotyp a má charakter adaptace. Tato adaptační neuroplasticita je vyvolána dlouhodobým nebo opakujícím se, intermitentním vlivem. Každá adaptace ovšem znamená pro organismus určité ztráty, ať už se jedná o hmotu, energii nebo informace. Živé organismy při opakování přípustných podnětů ovšem dokáží tyto ztráty zmenšovat. Opakování je zřejmě zdrojem zkušenosti, kterou mozek zhodnocuje tak, že postupně ztráty vynaložené na adaptaci minimalizuje. Aktivování těchto neuroplastických mechanismů by mohlo být nejpřirozenější cestou léčby po poškození mozku (Trojan & Pokorný, 1997, s. 668 – 669).

Proces organizace neuronálních okruhů má celkem tři fáze. V první fázi dochází k proliferaci budoucích neuronů, ve druhé migrují na místa svého zapojení a teprve se třetí fázi dosahují konečné velikosti, délky výběžků a uspořádání vstupních a výstupních obvodů – období diferenciací. Časově se všechna tři stádia prolínají (Trojan & Pokorný, 1997, s. 668).

Projevem nervové tkáně je také schopnost obnovit svoji funkci porušenou zásahem do struktury nervového systému. Základem neuroplastických dějů je genetický program, který určuje činnost jednotlivých elementů nervové tkáně a je spouštěn změnami vnitřního prostředí nervového systému, navozenými daným patologickým procesem. Strukturálním podkladem reparačních dějů jsou opět změny účinnosti nebo počtu synapsí, přeskupování a tvorba nových větví dendritů a axonů, která je doprovázena přestavbou lokálních neuronálních okruhů a případně i vztahů mezi jednotlivými funkčními celky mozku (Björklund & Stanevi in Trojan & Pokorný, 1997, s. 668; Rakús, 2009, s. 83).

Neuroplastické změny mohou probíhat na třech úrovních: synaptické, lokálních okruhů a multimodulární. Synaptická úroveň neuroplastických změn je typická např. pro učení. Při procesu učení se na základě zevního, případně i vnitřního prostředí organismu dlouhodobě moduluje přenos na synapsích určitých neuronálních okruhů (Alcon in Trojan & Pokorný, 1997, s. 670). Změny na úrovni lokálních okruhů nastávají např. při změně aferentace. Při částečné denervaci, ty synapse, které ztrácejí své spojení, degenerují, zatímco zbývající nepoškozené vstupy se množí a tvoří tak nové fungující synapse v místech synapsí ztracených (Parnavelas et al. in Trojan & Pokorný, 1997, s. 671). Reaktivní sympatogeneze nejsou pouze výrazem schopnosti obnovy, ale představují obecnou vlastnost nervové tkáně – schopnost upravit svoji činnost. Proto i zvýšení toku signálů v určitých neuronálních okruzích zanechává příslušné paměťové stopy (např. v průběhu učení). Jedním z hlavních činitelů, které určují využití neuroplasticity, je tedy zřejmě aktuální stav vnitřního prostředí CNS, sloužící k zachování nebo obnovení funkční a strukturální integrity (Rakús, 2009, s. 85).

Z hlediska rehabilitace lokomoce jsou poznatky o neuroplasticitě CNS velmi důležité. Na míchu bylo dosud pohlíženo jako na strukturu spolupodílející se na pohybové aktivitě jen reflexními, automatizovanými, stereotypně fungujícími okruhy. Mícha má však výraznou schopnost plasticity, a tím i učení. Proces pohybového učení



je však funkcí CNS jako celku a nelze jej lokalizovat do jedné či několika málo oblastí (Mayer, 2000, s. 67).

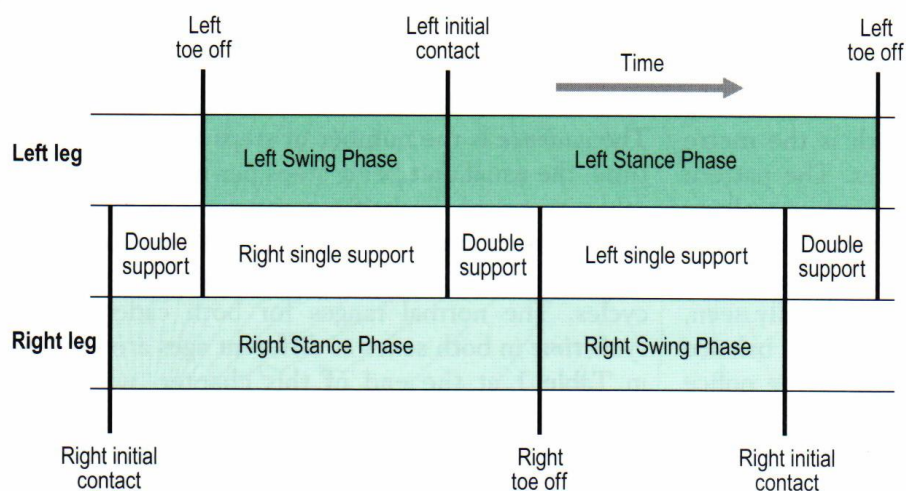
## 1.2 Chůze

Chůze je esencí pohybu. Pohybovým vyjádřením a jedním ze základních atributů člověka. Že chůze není „jenom“ prostředkem přemístování z místa na místo, ale i důležitým faktorem osobní integrity a sociální integrace, si člověk uvědomí až při konfrontaci s jejími poruchami (Mayer, 2000, s. 67). O to více nabývá na významu hledání možností rehabilitace, obnovení, popřípadě kompenzace či substituce chůzových mechanismů.

Perry (in Gage, 1991, p. 63) popsala chůzi jako řízený pád, při kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěnou stojnou dolní končetinou, na postupující druhostrannou končetinu. Střídavě je tak vzpřímené tělo podpíráno jednou a druhou dolní končetinou.

Lidská chůze je charakterizována tím, že po celou dobu dopředného pohybu je vždy alespoň jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Enoka charakterizuje chůzi jako opakující se sekvence jednooporové fáze a fáze dvojí opory, která trvá přibližně 10 % krokového cyklu (viz obr. 1, s. 18). Začíná dotykem paty s terénem a končí odvinutím prstů druhé nohy od podložky. Při rychlejší chůzi se časový interval fáze dvojí opory zkracuje a zkracují se i další jednotlivé fáze chůze až do chvíle, kdy chůze přechází v běh (Enoka, 2008, p. 141).

**Obr. 1** Jednooporová a dvouoporová fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 33)



Podle Gage (1991, p. 61) obsahuje normální chůze pět základních charakteristik, které jsou nejčastěji postrádaný u chůze patologické:

1. zajištění stability ve vzpřímeném stoji,
2. dostatečné odvinutí chodidla a elevace nohy během švihové fáze,
3. odpovídající fáze švihu se správným umístěním chodidla,
4. přiměřená délka kroku,
5. zajištění přísunu energie pohybovému systému za současného zachování energie mechanické.

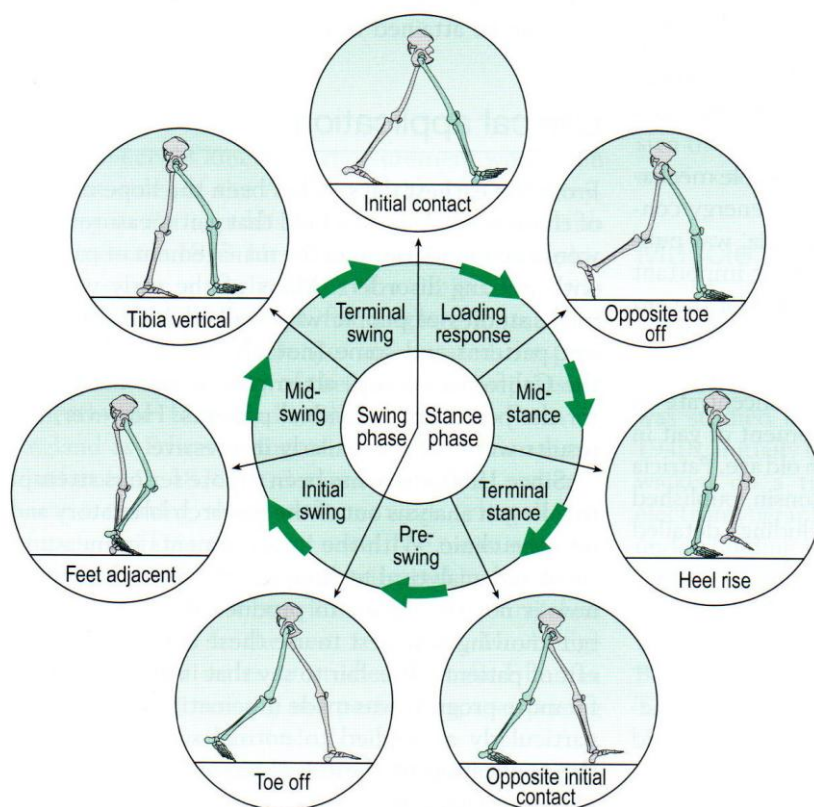
Vařeka & Vařeková rozdělují chůzi do tří hlavních fází: zahajovací, cyklickou a fázi ukončení. Dolní končetina během cyklické fáze vykonává opakované pohyby, které bývají popisovány v rámci krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 51).

### 1.2.1 Krokový cyklus

Přestože jsou základní charakteristiky lidské chůze společné, vyskytuje se v jejich načasování a kvantitativním vyjádření poměrně velká interindividuální variabilita (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 51). Krokový cyklus neboli dvojkrok (viz obr. 2, s. 19), je základní jednotkou chůze a skládá se ze dvou hlavních fází – stojné a švihové. Oporná (stojná) fáze tvoří přibližně 60 % krokového cyklu, začíná v okamžiku dopadu paty (Initial contact/ Heel strike) na podložku obdobím

postupného zatěžování (Loading response). Tato fáze trvá až do okamžiku položení celé plosky na podložku. Dále pokračuje období střední opory (Mid-stance) zakončené odlepením paty. Nejdůležitější pro dopředný pohyb je období aktivního odrazu (Terminal stance). Posledním obdobím oporné fáze je období zahrnující pasivní odlepení (Pre-swing), které je ukončeno v okamžiku zvednutí špičky. Švihová fáze krokového cyklu představuje zbylých 40 % a dělí se na období počátečního švihu (Initial swing), středního švihu (Mid-swing) a ukončení švihu (Terminal swing) (Enoka, 2008, pp. 141 – 142; Vařeka & Vařeková, 2009, s. 51; Weaver & Ferg, 2010, pp. 392 – 393).

**Obr. 2** Fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32)



## 1.2.2 Kinematika krokového cyklu

### Počáteční kontakt (Inicial contact)

Počáteční kontakt je krátkodobý děj započínající stojnou fází. Je také často nazýván dopadem paty (Heel strike). Pata se v této fázi stává středem otáčení, kolem

kterého se pohybuje tibie a ostatní segmenty chodidla. Během této fáze se aktivují nejprve dorzální flexory udržující hlezenní kloub v neutrálním postavení. M. quadriceps femoris svou excentrickou aktivitou brzdí kolenní flexi, přičemž kontrakce extenzorů kyčle zamezuje dalšímu zvětšování flexe kyčelního kloubu. Trup je aktivitou m. erector spinae držen vzpřímeně a pánev je rotována vpřed (Weaver & Ferg, 2010, p. 394; Whittle, 2007, pp. 64 – 66).

### **Stádium postupného zatěžování (Loading response)**

Postupné zatěžování tvoří počáteční periodu dvojité končetinové opory mezi iniciálním kontaktem a odrazem protějšího palce. Během této fáze se hlezenní kloub dostává do lehké plantární flexe. Excentrická aktivita dorzálních flexorů zabráňuje nekontrolovanému položení chodidla (Weaver & Ferg, 2010, p. 394). V supinovaném subtalárním kloubu dochází k pronaci, která vyvolá tzv. pantovým mechanismem addukci talu s vnitřní rotací bérce. S tím souvisí i flekční pohyb kolenního kloubu, který se před dopadem paty nacházel v téměř plné extenzi. Pronační postavení subtalárního kloubu a relativní supinace transverzotarzálního kloubu působí minimální stabilitu transverzotarzálního skloubení a jeho maximální volnost tak umožňuje přizpůsobení plosky povrchu. Společná flexe v kolenním kloubu, plantární flexe nohy a pronační postavení zánoží má význam především při tlumení nárazu během došlapu, na kterém se excentrickou aktivitou podílí antagonisté těchto pohybů. V kyčelním kloubu pokračuje extenční pohyb, který byl zahájen již před dopadem paty. Pánev je rotována ke straně nové oporné dolní končetiny, což způsobí vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Probíhající rotace v kyčelním kloubu je názorným příkladem interindividuální variability, která je způsobena anatomicky, např. různým úhlem anteverze krčku. Roli zde hraje i fakt, že cyklické pohyby nikdy nejsou při opakování prováděny zcela identicky. (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 53; Whittle, 2007, pp. 66 – 67).

### **Mezistoj (Mid-stance)**

Období střední opory následuje po dosažení kontaktu plnou ploskou. Při dosažení plného kontaktu plosky nohy se hlezenní kloub nacházel v plantární flexi a v tomto období v něm probíhá „pasivní“ dorziflexe. V subtalárním kloubu je zahájen pohyb do supinace, který je zapříčiněn částečným přesunem zatížení na přednoží a částečným odlepením paty. Dochází k uzamčení a zpevnění kalkaneokuboidního skloubení (Bojsen-Moller in Vařeka & Vařeková, 2009, s. 55) a k maximální

stabilizaci transverzotarzálního kloubu. Z nohy se stává pevná páka, která může být využita pro odraz tahem m. triceps surae. Kolenní kloub po dosažení maximální flexe v rámci oporné fáze zahajuje extenzi, kterou provází zevní rotace bérce s abdukci talu. Kyčelní kloub pokračuje pohybem do extenze.

### **Konečný stoj (Terminal stance)**

V období aktivního odrazu probíhá v hlezenním kloubu aktivní plantární flexe, která je především výsledkem aktivity m. triceps surae. Supinace zánoží, relativní pronace přednoží, tah m. peroneus longus a tah plantární aponeurózy působí zpevnění transverzotarzálního kloubu, čímž se utváří pevná páka nohy, přes kterou se plně uplatňuje tah lýtkových svalů. V kolenním kloubu je dosažena maximální extenze v rámci krokového cyklu a poté se opět zahajuje flexe. Plné extenze kolenní kloub během krokového cyklu nedosahuje, pohyb do extenze končí přibližně ve 3° flexi. V kyčelním kloubu je dosaženo nulového postavení a pohyb probíhá dále do extenze (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 55).

### **Předšvihová fáze (Pre-swing)**

V období pasivního odlepení pokračuje v hlezenním kloubu plantární flexe, v kloubu subtalárním supinace a relativní pronace v kloubu transverzotarzálním. Kolenní kloub nadále pokračuje v již dříve zahájené flexi. Po dokončení maximální extenze v kyčelním kloubu je zahájena rychlá flexe (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 56).

### **Švihová fáze**

Švihová fáze, do které řadíme **počáteční švih (Initial swing)**, **mezi švih (Mid-swing)** a **konečný švih (Terminal swing)**, je zahájena zvednutím špičky obdobím počátečního švihu, zrychlení. V kyčelním kloubu probíhá pohyb do flexe, kolenní kloub zpočátku pokračuje pohybem do flexe, který se během první poloviny švihové fáze mění na pohyb extenční. V okamžiku kontaktu paty je kolenní kloub téměř v plné extenzi. V hlezenním kloubu nejprve pokračuje plantární flexe, která postupně přechází v dorziflexi. V období středního švihu dosahuje zhruba nulového postavení. Následně probíhá ještě krátce mírná plantiflexe v hlezenním kloubu, která je na konci švihové fáze převedena opět do nulového postavení a hlezenní kloub je tak připraven na kontakt paty s podložkou. Po počáteční zevní rotaci femuru a pánve na téže straně dochází ke změně rotace na vnitřní, jakmile začne

kontralaterální polovina pánve a femur stejné dolní končetiny rotovat zevně (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 56).

### 1.2.3 Kinetika krokového cyklu

Pohyb může být podle Newtonovských zákonů vyvolán pouze působením síly. Do analýzy bipedální lokomoce je zahrnuta síla vnitřní – respektive moment síly svalů dolních končetin. Reakční síla podložky, setrvačnost a síla tíhová (popřípadě i tření) působí jako síly vnější. Lidská chůze je typicky pedální lokomocí, při které je hlavní práce potřebná pro přesun těla v prostoru vykonávána svaly končetin. Tím se výrazně odlišuje od lokomoce apedální, kterou je např. plazení. Bipedální chůze je tedy umožněna zejména prací svalů dolních končetin jedince. Svaly trupu a horních končetin mohou být pro lokomoci využity pouze omezeně. Pohyby segmentů trupu a horních končetin probíhají v otevřeném řetězci a k lokomoci přispívají pouze svojí setrvačností. Mohou tedy udělit pouze akceleraci jednotlivým segmentům. Síla svalů dolních končetin není v zásadě schopna vyvolat sama pohyb segmentovaného systému v prostoru, může pouze měnit vzájemné postavení jednotlivých segmentů. Pohyb systému v prostoru jsou schopny vyvolat jen síly vnější. Lokomoční pohyb je tedy vyvolán prostřednictvím reakční síly, která vzniká jako reakce na sílu svalů působících v uzavřeném řetězci segmentů. Ve švihové fázi pracují svaly obdobně jako svaly trupu a horních končetin v otevřeném řetězci. Přispívají pouze k udělení zrychlení volným segmentům. Dochází tak např. k ovlivnění frekvence kroků, významně se podílí na rovnovážných reakcích atd. (Vařeka & Vařeková, 2009, s. 57).

Podle Gage získává těžiště těla kinetickou energii ze dvou hlavních zdrojů. První zdroj představuje setrvačnost švihové dolní končetiny, která získává energii ze zrychlení uděleného flexory hlezenního a kyčelního kloubu dané končetiny v předešlém období odrazu. Druhý zdroj je zrychlení udělené extenzory kyčelního kloubu nové stejné dolní končetiny (Gage, 1991, p. 66). Podle Wintera (in Gage, 1991, p. 66) asi 85 % práce vykonávají lýtkové svaly a zbylých 15 % flexory kyčelního kloubu.

Funkce svalů, které zpomalují či zrychlují pohyb švihové dolní končetiny, se jeví jako velmi potřebná. Pokud by probíhal švih končetiny volně kyvadlovým pohybem s konstantní délkou kyvu a dobou jeho trvání, bylo by nemožné změnit krokovou

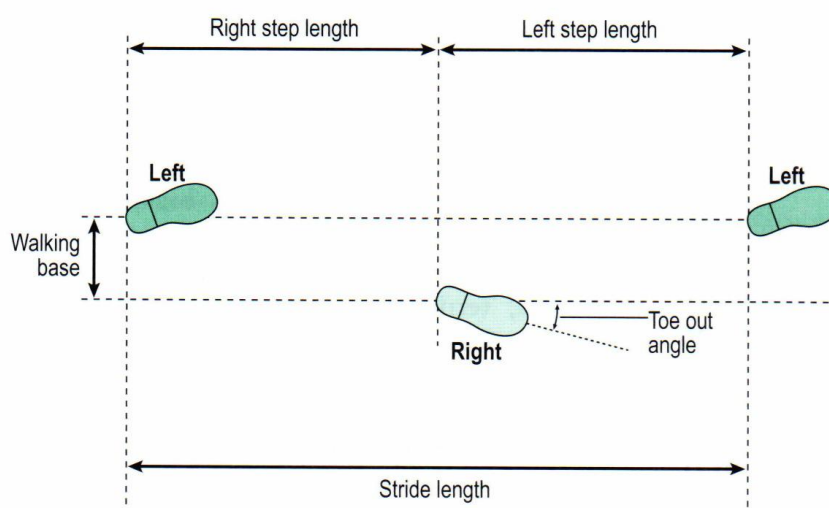
frekvenci a rychlost chůze. Prostřednictvím reakční síly uděluje práce svalů těžišti těla patřičnou kinetickou energii. Těžiště těla má kromě kinetické energie i poměrně velkou potenciální energii vzhledem k vysoké poloze trupu nad podložkou. Během krokového cyklu dochází ke změně výšky těžiště nad podložkou – nejvyšší polohy dosahuje v období střední opory a ve fázi dvojí opory se poloha společného těžiště nachází nejnižší. V okamžiku, kdy má kinetická energie maximální velikost, je energie potenciální na minimu a naopak. Každá změna energie je však doprovázena určitou ztrátou, proto je z hlediska energetické ekonomiky chůze žádoucí přeměny energie co nejvíce omezit. Důležitý faktor pro omezení změn výšky těžiště je rotace pánve ve třech rovinách a koordinovaný pohyb v kloubech kyčelních a kolenních. Při omezení či znemožnění některých z těchto pohybů dochází ke zvyšování energetické náročnosti chůze a k přetěžování ostatních kloubů, ve kterých je pohyb naopak kompenzačně zvýšen (Gage, 1991, p. 66).

#### **1.2.4 Časoprostorové charakteristiky chůze**

Délka kroku (step length) je definována jako longitudinální vzdálenost mezi oběma chodidly měřená od zvoleného bodu na jedné noze po stejný bod na noze druhé. Podle Smidt je průměrná délka jednoho kroku u mužů 74 cm a u žen 64 cm. Délka dvojkroku (stride length) je vzdálenost od počátečního kontaktu jedné nohy po opětovný počáteční kontakt té samé nohy. Šířka kroku (step width) je laterální vzdálenost mezi oběma chodidly, měřená jako kolmá vzdálenost středů patních kostí vzhledem ke středové ose v sagitální rovině (Smidt, 1990, pp. 13 – 14). Šířka kroku bývá často označována jako tzv. kroková báze (Gage, 1991, p. 75; Weaver & Ferg, 2010, p. 392; Whittle, 2007, p. 55). Donelan, Kram, Kuo (2001, p. 1985) uvádí, že průměrná šířka kroku zdravého jedince odpovídá 12 % délky dolní končetiny. Podle Levine, Richards, Whittle se velikost krokové báze obvykle pohybuje v rozmezí 50 – 130 mm. Upřednostňuje-li zdravý jedinec širší či užší krokovou bázi, než je pro něj přirozené, dochází ke zvyšování mechanických a metabolických nároků na chůzi (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 77). Uvedené prostorové charakteristiky chůze jsou znázorněny na následující straně (viz obr. 3, s. 24). Rychlost chůze (walking speed) je rychlost lineárního pohybu těla v prostoru a je rovna násobku délky kroku a frekvence, vyjádřená v centimetrech za sekundu nebo v metrech za minutu. Je

důležitou veličinou ovlivňující časoprostorové charakteristiky krokového cyklu. Maximální rychlost chůze je 3,6 m/s a průměrná rychlost chůze 1,35 m/s. Rychlost chůze je vázána na délku krokového cyklu, změnu kloubních rozsahů, reakční sílu opěrné plochy a energetickou spotřebou. Velikost časových charakteristik se s rostoucí rychlostí zmenšuje a zvětšuje se energetický výdej, kinematické a kinetické charakteristiky chůze. Během normální chůze dochází současně k prodloužení délky kroku a zvýšení počtu kroků v daném čase. Zvětšováním délky kroku se rychlost provádění jednotlivých kroků zvyšuje, z čehož vyplývá, že nejrychleji provedený krok je zároveň nejdelší, ačkoli by se mohlo zdát, že časově nejrychlejší musí být krok nejkratší (Whittle, 2007, pp. 56 – 57).

**Obr. 3** Prostorové charakteristiky chůze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 34)



### 1.2.5 Centrální mechanismy řízení chůze

Řízený pohyb člověka lze chápat jako vědomou reakci pohybové soustavy na podnět ze zevního či vnitřního prostředí, který je přijat řídicím centrem, následně zpracován na pohybový záměr a poté transformován na pohyb (Véle, 1995, s. 20).

Existuje řada vzorců chování (obvykle stereotypního charakteru) nevyžadující vědomou kontrolu a probíhající bez účasti mozkové kůry. Jedná se například o pohyby spojené s příjmem potravy, obranou, automatické pohyby očí a hlavy za vizuálním podnětem nebo lokomoce (Kralíček, 2011, s. 107).



Hovoříme-li o postuře v souvislosti s chůzí, jedná se o tzv. bipedální posturu, která každý pohyb předchází. O její udržení se snaží tzv. posturální systém. Při započetí pohybu zvyšuje axiální systém úroveň své aktivity, při čemž dochází k nastavení excitability jednotlivých částí soustavy na vyšší úroveň, aby mohlo dojít k přípravě výchozí polohy. Po ukončení pohybu převažuje opět funkce posturální, jejímž cílem je udržení nově dosažené polohy těla v prostoru. Posturální funkce tedy pohyb předchází, provází a zároveň i zakončuje (Véle, 1997, s. 44). Podle Vařeky je postura nutnou součástí chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Zaujetí a udržení postury je rozhodujícím prvkem všech motorických programů. Nedostatečné posturální zajištění trupu podle některých koncepcí významně přispívá u pacientů po CMP ke vzniku spasticity končetin (Vařeka, 2002, s. 116).

Činnost kosterního svalstva je řízena jako samostatný funkční celek. Kosterní svaly ovládá somatická složka nervové soustavy – mozek a mícha, z nichž vychází mozkové a míšní nervy, jejichž aktivita se projevuje svalovou činností (Trojan & Druga, 2005, s. 29). Nezbytným předpokladem pro realizaci řídicího procesu v pohybové soustavě je existence obousměrného spojení mezi řídicím subjektem (mozkem) a řízenými objekty (svaly). Informace přenášené motorickými (eferentními) drahami obsahují příkaz určený svalům a informace zpětnovazebně přenášené senzitivními (aferentními) drahami obsahují hlášení, jak na příkaz dané svaly reagovaly. Tato zpětnovazební informace tak umožňuje průběžný přímý řídicí proces a jeho korekci, kdy mozek porovnává přicházející informace s informací vyslanou při pohybovém záměru a anticipuje, zda současně probíhající pohyb povede ke splnění cíle anebo se od něj odchyluje. Vyhodnocuje zjištěnou odchylku a vysílá ihned korigující impuls, který odchylky opravuje. Proces vzájemné výměny informací mezi řídicím ústředím a svaly se několikrát cyklicky opakuje podle toho, jakou rychlostí je pohyb prováděný. Rychlost šíření vzruchů v nervové soustavě je konstantní, a proto čím je pohyb pomalejší, tím proběhne větší počet korektivních cyklů a tím bude výsledný pohyb přesnější, jelikož bude lépe řízený (Véle, 1995, s. 20; Véle, 1997, s. 61).

Základem veškerých pohybů je svalový tonus, který je zajišťován činností spinální míchy. Odtud jsou částečně řízeny i posturální reakce a vzpřimovací reflexy (motorický systém polohy). Další etáže CNS podílející se na řízení a kontrole těchto základních posturálních předpokladů jsou retikulární formace, statokinetické čidlo

a vestibulární a spinální část mozečku. Motorický systém polohy je základem složité soustavy úmyslných pohybů (motorický systém pohybu), která je řízená činností mozkové kůry, bazálních ganglií a korového mozečku. Všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují ve své konečné podobě prostřednictvím motoneuronů uložených v jádrech hlavových nervů a v páteřní míše (Trojan, Druga, Pfeiffer, 1990, s. 168; Trojan & Druga, 2005, s. 29 – 30).

Předpokládá se, že pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který je označován jako centrální motorický program. Je zakódován v paměti neuronální sítě jako tzv. generátor vzorce pohybu (CPG). Generátor vzorce lokomočního pohybu je situován ve spinální míše samostatně pro každou končetinu. Jestliže jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinovaná. Generátor vzorce lokomočního pohybu je aktivován signálem vycházejícím z oblasti retikulární formace středního mozku označované jako mesencefalická lokomoční oblast. Toto centrum určuje i charakter lokomoce, tj. zda půjde o chůzi či běh. Do centrálních generátorů pohybu jsou přiváděny informace z vestibulárních, částečně i ze zrakových receptorů a zřejmě i z ostatních struktur CNS. Důležitá je i aferentní signalizace z končetinových proprioceptorů (Latash, 1998, p. 173). Pokud je vyřazena, je normální cyklus lokomočních pohybů silně alterován a zpomalen. Proto se předpokládá, že jejím úkolem je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce tak, aby byl výsledný lokomoční pohyb sladěn s terénem, po kterém se uskutečňuje (Enoka, 2008, p. 156; Králíček, 2011, s. 107). Centrální generátory pohybu však nemají své uplatnění pouze při lokomoci, ale i v ostatních typech rytmické aktivity, jako je např. dýchání, polykání a obranné reakce (Pearson & Gordon in Enoka, 2002, p. 327).

Jeden z prvních modelů CPG popsal v roce 1911 Brown, který pozoroval motorické vzory svalů končetin kočky během lokomoce. Brownův model zahrnoval soubor neuronů ovlivňující inervaci extenzorových skupin svalů a druhý soubor ovlivňující inervaci flexorových skupin. Poukázal, že tyto dvě skupiny neuronů se vzájemně recipročně inhibují (Enoka, 2002, p. 328).

Předpokládá se, že centrální generátory pohybu zahrnují tři typy nervových buněk. Buněky prvních dvou typů na sebe vzájemně působí, potlačují aktivitu buněk druhého typu a zároveň poskytují výstup pro výkonné orgány, například motoneurony

svalů zapojených do lokomoce. Předpokládá se, že se tyto buňky rychle unaví nebo se po krátké periodě vysoké aktivity inaktivují z jiného důvodu. Zjednodušeně řečeno se jedna skupina neuronů stává vysoce aktivní a inhibuje tak druhou skupinu. Po určitém časovém úseku se buňky unaví, čímž je druhá skupina buněk zbavena inhibičního vlivu a stává se aktivní. Tento cyklus poté pokračuje, dokud podnět z vnějšího prostředí obě skupiny buněk neinaktivuje. Neurony třetí skupiny mají zřejmě inhibiční či excitační vliv na buňky předešlých dvou skupin a zároveň usměrňují jejich vzájemné působení, čímž kontrolují chování celého systému (Latash, 1998, p. 173).

Rytmická aktivita CPG je ovlivňována několika faktory: vlastnostmi buněk, charakterem synapsí a spojeními mezi jednotlivými neurony (Stein et al. in Enoka, 2002, p. 330). Rytmus je produkován aktivací a inaktivací buněk, která je způsobena tokem iontů (např.  $K^+$ ,  $Na^+$  a  $Ca^{2+}$ ) přes buněčnou membránu. Vzájemné působení toku těchto iontů může generovat potenciál s různým charakterem. Protože centrální generátory pohybu obsahují velké množství neuronů, je doba trvání motorického výstupu závislá na vlastnostech buněčné membrány neuronů a na jejich vzájemné interakci. Centrální generátory pohybu jsou aktivovány neurony lokalizovanými ve vyšších oblastech CNS. Tyto neurony vyšších etáží mohou změnou membránového potenciálu iniciovat či potlačovat aktivitu CPG (Enoka, 2002, p. 330).

Eference z neuronů centrálních generátorů pohybu vede ke svalové aktivaci. Jelikož svaly končetiny jsou pod kontrolou různých centrálních generátorů pohybu, mohou být tyto CPG vzájemně koordinovány s různým načasováním a měnit tak charakter výsledného pohybu. Například různé načasování aktivity CPG pro lidskou lokomoci může vést ke změně její rychlosti, může tedy měnit chůzi v běh (Smith, Carlson-Kuhts, Trank in Enoka, 2002, p. 330).

Studie zabývající se integrací senzorického feedbacku do funkcí CPG upozornily na čtyři hlavní principy:

1. Senzorický feedback se podílí na generování a udržení rytmičné aktivity.
2. Fázecké senzoričné signály iniciují fázecký pohyb intaktního motorického systému.
3. Senzorické signály regulují rozsah probíhající motorické aktivity.
4. Šíření reflexními drahami se může lišit v průběhu pohybu.

Pokud je spojení centrálního generátoru pohybu s příslušnými svaly, které řídí, přerušeno, je výstupní informace CPG produkovaná jako fiktivní vzor. Nedojde tedy ke skutečné produkci motorického vzoru danými svaly. Centrální generátory pohybu mohou být též izolovány od sensorického feedbacku, tzv. deafferentovány, nebo separovány od vyšších center – decerebrace. I v těchto případech jsou CPG schopny generovat motorickou aktivitu. Nicméně musí být aktivovány uměle např. pomocí elektrické stimulace, podáním farmakologických přípravků nebo pomocí aferentního feedbacku. Schopnost aktivace izolovaného centrálního generátoru pohybu s intaktním aferentním feedbackem zdůrazňuje možnost fungování CPG. Sherrington vyzoroval, že aferentní feedback je nezbytný pro kontrolu přechodu ze stojné fáze do fáze švihové během lokomoce. Při svých pokusech, které prováděl na kočkách chodících na běžícím pásu, zaznamenal, že přechod ze stojné do švihové fáze závisí na velikosti extenze v kyčelním kloubu (Sherrington in Enoka, 2002, p. 331). Následně Grillner & Rossignol in Enoka (2002, p. 331) upozornili u decerebrovaných koček (s přerušným spojením mezi CPG a vyššími centry) na blokaci extenze v kyčelním kloubu, zabraňující započetí švihové fáze. Důsledkem je zřejmě protažení a působení vibrací na svaly během krokového cyklu. Zdá se, že feedback ze svalových vřetének lokalizovaných ve flexorových svalových skupinách kyčelního a hlezenního kloubu je odpovědný za udržování lokomočního rytmu (Hiebert, Whelan, Procházka & Pearson in Enoka, 2002, p. 331). Toto působení se však uplatňuje pouze během stojné fáze krokového cyklu. Přechod ze stojné do švihové fáze je závislý také na feedbacku z Golgiho šlachových tělísek (Pearson & Ramirez in Enoka, 2002, p. 332). Golgiho tělíška poskytují aktuální informace o napětí svalu. Aktivace šlachových tělísek vede k inhibici motoneuronů inervujících svaly, ve kterých jsou šlachová tělíška uložena. Během lokomoce aferentní vlákna typu Ib vedou informace ze svalů extenzorových skupin, čímž dojde k excitaci motoneuronů inervujících svaly podílející se na extenzi během stojné fáze. Elektrickou stimulací Ib vláken svalů extenzorových skupin kolenního a hlezenního kloubu došlo k prodloužení stojné fáze u decerebrovaných koček (Whelan, Hiebert & Pearson in Enoka, 2002, p. 332). Výsledky naznačují, že musí dojít k poklesu napětí ve svalech působících extenzi, aby byl umožněn přechod ze stojné do švihové fáze.

Jedna z funkcí feedbacku je zvyšovat svalovou aktivaci během různých rytmických pohybů, např. při stejné fázi. Pearson & Ramirez popisují tři způsoby zesílení aktivace svalů působících extenzi během stejné fáze krokového cyklu. První z nich je monosynaptická excitace z Ia aferentních vláken. Druhá možnost je excitace motoneuronů inervujících svaly působící extenzi disynaptickým přenosem z aferentních vláken typu Ia a Ib. Tato cesta je umožněna během lokomoce centrálními generátory pohybu. Další možností je excitace polysynaptickým přenosem z aferentních vláken typu Ia a Ib přes polovinu centra CPG. Toto zesílení svalové aktivity během lokomočního děje je nezbytné pro přizpůsobení se změnám v interakci mezi končetinami a okolním prostředím, například chůze do kopce nebo chůze proti silnému větru (Pearson & Ramirez in Enoka, 2002, p. 332).

### **1.2.6 Charakteristika hemiparetické chůze**

Následky cévní mozkové příhody mohou být vnímány jako masivní porucha ve zpracování, což způsobuje nejen motorické deficity, ale také kognitivní postižení a poruchy chování (Hochstenbach in Buurke, 2005, p. 38). Přestože s neuro-psychologickými deficity a změnami osobnosti je nejobtížnější se vyrovnat, obnovení schopnosti chůze je jeden z nejdůležitějších cílů pacienta (Bohannon in Buurke, 2005, p. 38).

Hemiparetická chůze je často zpomalená, namáhavá a pohyby končetin jsou nekoordinované. Dalším znakem je časoprostorová asymetričnost, která se projevuje delším trváním stejné fáze na zdravé dolní končetině a kratší délkou kroku a stejnou fází na končetině paretické (Brandstater et al.; Turnbull et al.; Olney et al. in Roerdink et al., 2007, p. 1010; Hesse et al. in Schauer & Mauritz, 2003, p. 713; Chen et al., 2005a, p. 51; Yavuzer, 2007, p. 2). Nedostatek selektivní kontroly při snaze o uskutečnění volního pohybu je popisován jako abnormální stereotypní pohybová synergie. Při chůzi je koordinace končetin nahrazena globálními pohybovými vzory se změnami časování jednotlivých fází chůze (Yavuzer, 2007, p. 1). Perry předložila hypotézu, že abnormality hemiparetické chůze jsou způsobeny zhoršením stability jedné končetiny a snížením dopředné hybnosti těla v prostoru. U pacientů po cévní mozkové příhodě vyzorovala neadekvátní absorpci nárazu paty při iniciálním kontaktu, nedostatečnou kontrolu hybnosti během stejné fáze, sníženou schopnost

generovat sílu při odrazu k udržení dopředného pohybu a neadekvátní rychlost pohybu paretické dolní končetiny během švihové fáze (Perry in Giuliani, 1990, p. 253).

Jedním z hlavních problémů hemiparetických pacientů se stává posturální asymetrie, vyznačující se posunem hmotnosti těla na neparetickou stranu. Tento stav je způsoben poškozením mozkových struktur, které se účastní posturální kontroly (Giuliani, 1990, p. 253). Výsledkem je mnohdy těžká nestabilita a posturální asymetrie během klidného stoje ve frontální i sagitální rovině (Haart et al., 2004, p. 886).

Odchytky, které u hemiparetické chůze bývají patrné, se týkají zejména narušení krokové fáze initial swing, převzetí opory paretické dolní končetiny ve stejné fázi kroku a s tím související kompenzační strategie. Dochází ke snížení kinetické energie paretické dolní končetiny ve fázi toe-off nedostatečnou aktivitou plantárních flexorů a flexorů kyčle během fáze initial swing. Doba trvání této fáze se tak prodlužuje a maximální flexe kolene během švihu se snižuje. Energetické nároky spojené s udržením vzpřímeného držení trupu během fáze pre-swing a swing paretické dolní končetiny jsou nepřiměřeně vysoké v důsledku kompenzační elevace pánve, která umožní švihovou fázi paretické dolní končetiny bez dostatečné flexe kolenního kloubu. Kinetická energie neparetické dolní končetiny se ve fázi toe-off zvyšuje a doba trvání švihové fáze se snižuje v důsledku slabosti či špatné balance paretické dolní končetiny během fáze opory. Zmírnění těchto odchylek vede ke zkvalitnění pohybových funkcí hemiparetických pacientů (Enoka, 2008, p. 156; Chen et al., 2005b, p. 57).

Jedním z mnoha rozdílů hemiparetické chůze v porovnání s normální chůzí je její rychlost. Obecně je u osob s hemiparézou uváděna nižší průměrná rychlost chůze, která se pohybuje v rozmezí 0,2 – 0,8 m/s ve srovnání s 1 – 1,3 m/s u zdravých jedinců. Rychlost chůze u zdravé populace závisí na době trvání stejné fáze, na době trvání fáze švihové je nezávislá. Rychlost hemiparetické chůze je závislá na době trvání stejné i švihové fáze. Nižší rychlost chůze je důsledkem neschopnosti rychlého provedení švihové fáze paretickou dolní končetinou. Dochází tím k prodloužení stejné fáze na neparetické dolní končetině a ke zkrácení fáze švihové. Charakteristické jsou také asymetrické kroky s prodloužením švihové fáze a snížením délky kroku paretické dolní končetiny (Giuliani, 1990, p. 254).

U pacientů po CMP není postižen pouze samotný lokomoční vzor, ale obvykle vykazují i sníženou schopnost přizpůsobit chůzi změnám vnějšího prostředí, např.

vyhnout se překážkám (den Otter et al in Roerdink, 2008, p. 21). Rychlost své chůze přizpůsobují spíše prostřednictvím změny délky kroku než frekvence (Nakamura et al.; Bayat et al. in Roerdink et al., 2007, p. 1010). Na změně rychlosti chůze u zdravých jedinců se změna délky kroku i frekvence podílí přibližně stejně (Breniere in Roerdink et al., 2007, p. 1010).

U osob s hemiparézou jsou patologické změny při chůzi přítomny v různé míře v závislosti na rozsahu poškození mozku. Giuliani popsal kinematické vzorce paretické dolní končetiny při chůzi. Poukázal na flexi v kyčelním kloubu, extenzi v kolenním kloubu a plantární flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze, která je doprovázená cirkumdukci dolní končetiny; během fáze reakce na zatížení dochází k flexi v kyčelním kloubu, omezení flexe v kolenním kloubu a plantární flexe v kloubu hlezenním; ve fázi středního stoje následuje hyperextenze v kolenním kloubu a nedostatečný odraz palce na konci stojné fáze (Giuliani, 1990, p. 255) Pro hemiparetické pacienty je typický menší rozsah a nižší rychlost provádění pohybů. Kratší délky jednotlivých kroků a snížené rozsahy pohybů v jednotlivých kloubech bývají přisuzovány omezené schopnosti provádění selektivních pohybů a zhoršené schopnosti udržení stability (Giuliani, 1990, p. 255; Yavuzer, 2007, p. 2).

### **1.2.7 Rehabilitace chůze u osob po CMP**

Stoj a chůze začíná být u pacientů po iktu nacvičována co možná nejdříve. Není k tomu nutný návrat hybnosti všech svalů dolní končetiny, ale především je nezbytná aktivita extenzorů kyčle, které nepřímo stabilizují i koleno. Větším problémem bývá přenesení váhy na paretickou končetinu, proto je důležité postupně cvičit rovnováhu. Samostatnou chůzi zvládne většina osob po CMP. Významná menšina s tím má však problém a nácvik je nesnadný zřejmě následkem porušené tělní percepce (Votava, 2001, s. 186).

Poměrně nový přístup pro rehabilitaci chůze zejména u hemiparetiků je využití částečného závěsu a běžícího chodníku. Takto je vybavitelná lokomoční aktivita i u nemocných, kteří jinak chůze schopni nejsou. Významnou roli zde hraje též potlačení spastických posturálních vzorců. Rychlost lokomoce by měla být empiricky nastavena tak, aby bylo dosaženo optimální rytmicity chůze. Pro efektivní asistenci je nejdůležitější správné načasování stojné a švihové fáze a především fáze dvojí opory.

Při stojné fázi je důležitý plynulý průběh extenze v kolenním a kyčelním kloubu. V kloubu kolenním je třeba zabránit hyperextenzi. Nohy by se v ideálním případě měly míjet pod vertikální projekcí těžiště. Touto metodou dochází ke zlepšení časoprostorových charakteristik krokového cyklu i kineziologického vzorce chůze. Zvyšující se rychlost chůze je dána především zkracováním stojné fáze. Heese et al. provedli podrobnou srovnávací kineziologickou a neurofyziologickou studii chůze v závěsu na běžícím chodníku u nemocných po CMP a u zdravých osob. Nemocní na chodníku chodili pomaleji, toto zpomalení bylo důsledkem snížení kadence, délka kroku se nelišila. Chůze na chodníku stojnou fázi postižené dolní končetiny prodlužuje. Signifikantně je zkrácená fáze dvojí opory. Metoda tedy umožňuje časnější švih nepostíženou končetinou. Vertikální výchylky těžiště patrně závěs zmenšuje a zkracuje časy kontaktu s podložkou. U hemiparetiků je chůze na pásu symetričtější, snižuje se spasticita plantiflexorů a jejich předčasná a excesivní aktivace. Patologické kokontrakce jsou redukovány a je zlepšeno načasování dorziflektorů nohy, což umožňuje normalizaci kontaktu s patou (Heese et al. in Mayer, 2000, s. 68). Nejjednodušším vysvětlením pro sníženou aktivitu spastických plantiflexorů je samozřejmě jejich odlehčení. Na druhé straně se však na pásu snižuje funkční aktivita m. gastrocnemius a m. vastus lateralis, který působí v antigravitačním smyslu. U hemiparetiků existuje přímá korelace mezi slabostí m. quadriceps a rychlostí chůze, a hlavní facilitační podnět pro jeho aktivaci (alespoň v pokusu na zvířatech) je právě antigravitační působení, resp. jeho zatížení. Je zřejmé, že není vhodné terapie u hemiparetiků zbytečně prolongovat. Otázkou je též nastavení míry odlehčení, jelikož při příliš velké podpoře a malém zatížení mizí uspokojivý kontakt s patou. Chůze v závěsu ovlivňuje a normalizuje i axiální posturální systém. U zdravých jedinců vykazují mm. erectores spinae dva vrcholy aktivity. Jejich účel je snižovat dopředné (první vrchol) a laterální (druhý vrchol) výchylky trupu během iniciální a terminální fáze dvojí opory. V závěsu je redukován zejména první vrchol aktivity, což zřejmě odráží centrální tlumící mechanismus výchylky trupu v sagitální rovině. Z kineziologického hlediska je tato situace u hemiparetiků spíše příznivá. Na druhé straně netlumí druhou fázi aktivace erektorů, a tudíž netlumí laterální výchylky trupu během krokového cyklu, což je opět spíše příznivé pro přenos váhy ze stojné končetiny a zpět na ni (Mayer, 2000, s. 69).



Savelberg et al. poukazují na drobné rozdíly mezi normální chůzí a chůzí na chodícím pásu. Snížené proudění vzduchu působící na tělo během chůze na pásu zřejmě nebude významným faktorem, ale povědomí jedince o omezené délce chodícího pásu může vést ke zkrácení délky kroku. Nejvýraznější rozdíly jsou však pravděpodobně způsobeny změnami rychlosti chodícího pásu, při iniciálním kontaktu nohy jedince dochází ke zpomalení pásu a při odrazu k jeho zrychlení. Tento efekt lze minimalizovat použitím většího běžícího pásu se silnějším motorem (Savelberg et al., 1998, pp. 26 – 27). Riley et al. (2008, pp. 22 – 23) uvádí, že mezi normální chůzí a chůzí na tužším chodícím pásu se silnějším motorem existují pouze minimální rozdíly v kinematických a kinetických parametrech.

Možnosti rehabilitace nemocných s poruchami chůze jsou různorodé. Společným principem však zůstává snaha o co nejčasnější vertikalizaci a bipedální lokomoci i u jinak nechodících pacientů, neboť vertikální pozice a bipedální lokomoce jsou z obecného fyziologického, kineziologického i psychologického hlediska pro člověka nejpřirozenější. Dalším záměrem terapie je tlumení spasticity zejména antigravitačního svalstva a omezení patologických kokontrakcí. V neposlední řadě pak vnější navození fyziologičtějšího rytmu chůze, přirozenějšího a výhodnějšího lokomočního vzorce (Mayer, 2000, s. 71).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

### Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je posoudit vliv chodícího pásu C-mill na lokomoční aktivitu pacientů po cévní mozkové příhodě.

### Dílčí cíle

1. Zhodnocení vlivu akusticky stimulované chůze pomocí metronomu na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.
2. Zhodnocení vlivu vizuálně stimulované chůze prostřednictvím promítaných stop na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.
3. Zhodnocení vlivu multisenzoricky stimulované chůze (metronom + vizuální stopy) na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.
4. Porovnání testu Timed Up and Go na funkční parametry chůze před terapií na chodícím pásu C-mill a po ní ve všech třech testovaných situacích.

### Hypotézy

**H<sub>01</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

**H<sub>02</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

**H<sub>03</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

**H<sub>04</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím metronomu na funkční parametry chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

**H<sub>05</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

**H<sub>06</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

### 3 METODIKA VÝZKUMU

#### 3.1 Charakteristika testovaného souboru

Měření se zúčastnilo celkem 17 pacientů (5 žen a 12 mužů) po cévní mozkové příhodě, kteří byli hospitalizováni na lůžkové části Oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc (viz tab. 1, s. 37). Průměrný věk testované skupiny osob činil  $50,9 \pm 12,53$  let. Pacienti se nacházeli ve věkovém rozmezí 30 – 76 let. Průměrná doba od vzniku cévní mozkové příhody byla 4 měsíce. U 15 pacientů se jednalo o první cévní mozkovou příhodu. Hemiparéza byla u 15 pacientů způsobena ischemickým poškozením (převážně v povodí arteria cerebri media), 2 osoby prodělaly hemoragickou intracerebrální lézi. Pravostranná hemiparéza se projevila celkem u 13 pacientů, u 4 hemiparéza levostranná.

Délka hospitalizace byla v rozsahu 2 – 4 týdnů a zahrnovala intenzivní individuální rehabilitaci 2krát denně. Převážná většina měření se konala v průběhu hospitalizace. Pouze 1 pacient byl v domácí péči a pravidelně navštěvoval rehabilitační ambulanci FNOL.

Kritériem pro zařazení do studie byla schopnost samostatné chůze maximálně s 1 francouzskou holí bez dopomoci terapeuta.

**Tab. 1** Přehled vyšetřovaných pacientů

n	p.	věk	základní diagnóza	doba od vzniku CMP	předchozí CMP	pomůcka pro chůzi	porucha čítí	spasticita	BBS
1	žena	55	i ACM dx.	3 týdny	-	1FH	-	-	47/56
2	muž	64	i ACM dx.	3 týdny	-	1 FH	-	-	49/56
3	muž	40	i ACM sin.	3 měsíce	-	-	-	AŠ - 1+	52/56
4	muž	51	i ACM sin.	8 měsíců	-	-	-	AŠ - 1+	49/56
5	žena	30	i ACP sin.	6 týdnů	-	-	-	-	55/56
6	žena	75	i ACM sin.	11 měsíců	před 20 lety	1 VH	-	AŠ - 2	43/56
7	muž	40	h BG sin.	2 týdny	-	1 FH	-	-	32/56
8	muž	40	i ACM sin.	3 týdny	před 3 měsíci	1 FH	povrchová (akrum pDK)	-	48/56
9	muž	54	i ACM sin.	4 týdny	-	-	povrchová (akrum pDK)	-	53/56
10	muž	49	i ACM sin.	3 týdny	-	-	-	-	54/56
11	muž	40	h BG sin.	2 měsíce	-	-	-	-	52/56
12	muž	41	i ACM sin.	4 týdny	-	1 FH	-	-	37/56
13	muž	63	i ACM sin.	4 týdny	-	1 FH	povrchová (akrum pDK)	-	36/56
14	žena	44	i ACM sin.	1 týden	-	1 FH	-	-	44/56
15	muž	57	i ACM sin.	7 měsíců	-	-	-	AŠ - 1+	50/56
16	muž	47	i ACM dx.	2 roky, 8 měsíců	-	-	-	-	52/56
17	žena	76	i ACM dx.	2 týdny	-	-	povrchová (akrum IDK)	-	40/56

**Legenda k tabulce 1:**

n – počet měřených probandů,

p – pohlaví měřeného jedince,

i – ischemické onemocnění mozku,

h – hemoragické onemocnění mozku,

ACM – arteria cerebri media,

ACP – arteria cerebri posterior,

BG – bazální ganglia,

sin. – sinistra (levá strana),

dx. – dextra (pravá strana),

FH – francouzská hůl,

VH – vycházková hůl,

AŠ – Ashworthova škála pro hodnocení spasticity,

BBS – Berg Balance Scale.

Žlutou barvou je znázorněna levostranná hemiparéza, šedou a bílou barvou pravostranná hemiparéza.

### 3.2 Průběh měření

Všichni vyšetřovaní pacienti byli před zahájením seznámeni s průběhem a účelem měření. Souhlasili s následným použitím získaných dat pro účely experimentálního výzkumu a podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 1, s. 91).

Každý z pacientů byl měřen celkem třikrát, pokaždé v jiný den, abychom zabránili nadměrnému projevu únavy. Měření probíhala v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc.

Před prvním vyšetřením byl testovaný jedinec nejprve kineziologicky vyšetřen. Od pacientů byly odebrány anamnestické údaje pro vyloučení možné patologie, kvůli které by mohli být ze souboru vyloučeni. Zjišťovali jsme přítomnost a stupeň spasticity dle modifikované Ashwortovy škály (viz Příloha 4, s. 97), kvalitu povrchového a hlubokého cití, přítomnost kognitivních poruch a další (viz Příloha 3, s. 96). U sedmi osob byla přítomna motorická afázie, porucha řeči nebyla u žádného z těchto pacientů natolik výrazná, aby znemožnila provedení testování. Percepční afázií nebyl postižen žádný jedinec. Porucha zraku či sluchu nebyla zjištěna u žádné z testovaných osob.

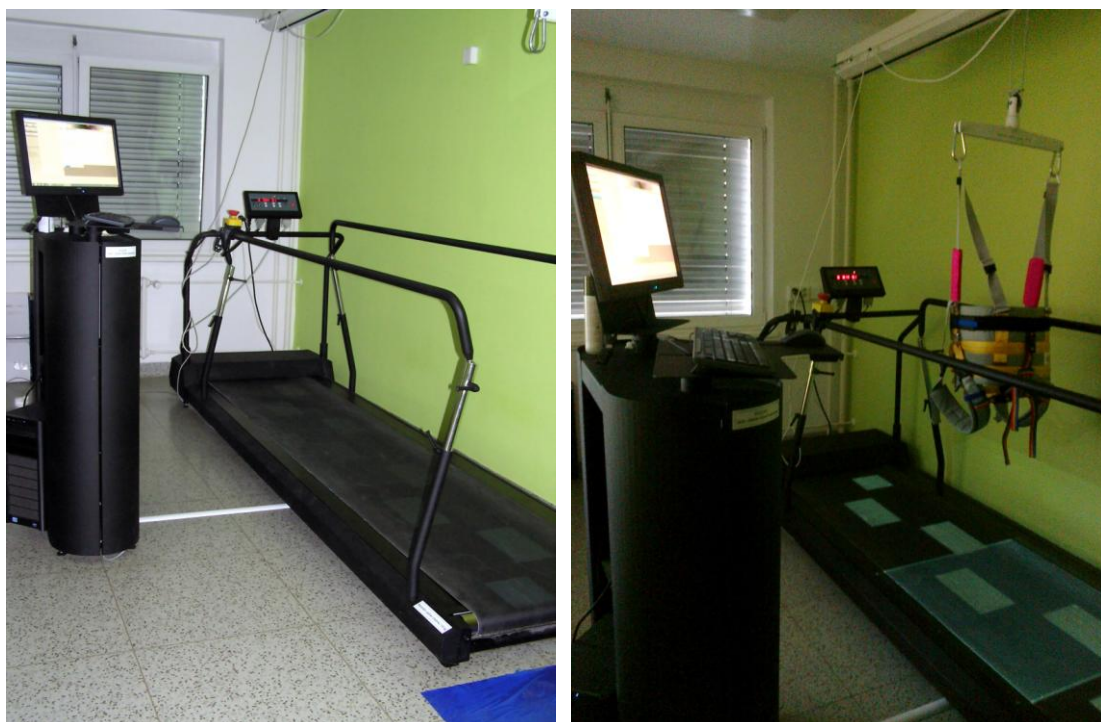
Pro zhodnocení funkčního stavu pacienta byla použita hodnotící škála Berg Balance Scale (BBS). Tato škála je užívána pro hodnocení efektu terapie a pro kvalitativní popis funkčních dovedností. Hodnotili jsme celkem 14 situací body v rozsahu 0 – 4, přičemž 4 body svědčily o nejlepším funkčním zvládnutí dané úlohy (viz Příloha 2, s. 92). Průměrné skóre BBS testovaného souboru činilo  $47 \pm 6,69$  z celkových 56 bodů.

Do experimentální části byl zařazen funkční test Timed Up and Go (TUG). Tento test slouží k jednoduchému hodnocení rizika pádu a základní funkční motoriky. Výchozí pozicí při tomto testu byl sed na židli, následovala 3 metry dlouhá chůze, otočení a chůze zpět k židli, na kterou se pacient posadil. Časové měření bylo zahájeno pokynem „jděte“ a ukončeno ve chvíli, kdy se pacient znovu usadil na židli. Každý testovaný pacient dostal pokyn, aby šel co nejrychlejší chůzí, která je pro něj ještě bezpečná. Pokud pacient ke své lokomoci využíval např. vycházkovou či francouzskou hůl, byl test proveden i s touto pomůckou. V případě potřeby bylo pacientům dovoleno během vstávání ze sedu či posazování využít područky židle. V našem měření jsme test TUG provedli před každou terapií chůze celkem dvakrát. Nejprve bez kognitivního

úkolu a následně formou tzv. dual task TUG, kdy byl pacient požádán, aby při provádění testu jmenoval dny v týdnu jdoucí pozpátku. Oba naměřené časy byly zaznamenány a následně dále zpracovány.

Následně byla provedena 12 minutová terapie na chodícím pásu C-mill ForceLink B.V. se zabudovanou silovou plošinou (viz obr. 4). U 2 pacientů bylo při terapii použito závěsné zařízení s bezpečnostní vestou z důvodu zajištění bezpečnosti při samostatné chůzi na pásu (viz obr. 5).

**Obr. 4, 5** Chodící pás C-mill ForceLink B.V. se zabudovanou silovou plošinou



Rychlost pásu se pohybovala v rozmezí od 1,2 do 2,1 km/h a byla nastavena individuálně tak, aby chůze pro pacienta byla přijatelné rychlosti. V průběhu terapie byla rychlost pásu konstantní. Měřená osoba byla vyzvána, aby po celou dobu udržovala pozici svého těla ve vymezené oblasti promítané na pás. V případě potřeby bylo probandovi umožněno přidržovat se bočních madel, která byla nastavena tak, aby odpovídala jeho výšce. Po 2 minutách chůze na pásu následovalo minutové měření, při kterém byly zaznamenány časoprostorové charakteristiky chůze. Od 3. do 8. minuty byla chůze stimulována akustickými či vizuálními podněty nebo jejich kombinací s cílem snížení pravolevé asymetrie krokového cyklu. Úkolem pacienta bylo udržet rytmus kroku podle audio nebo vizuálního doprovodu, který byl spouštěn

pomocí programu ForceLink CueFors. Při akusticky stimulované chůzi pomocí metronomu odpovídala frekvence zvukových stimulů frekvenci kroku pacienta. Po vynulování vzniklé asymetrie byl dotyčný instruován k tomu, aby synchronizoval úder paty se zvukovou stopou. Vizually stimulovaná chůze byla realizována formou nášlapných kamenů (viz obr. 6, 7). Kameny byly na chodící pás promítány prostřednictvím speciálního programového vybavení a dataprojektoru, které jsou součástí přístroje. Výchozí vzdálenost a šířka mezi jednotlivými kameny odpovídaly krokům pacienta. Poté byla pravolevá asymetrie mezi kameny softwarově zkorrigována. Úkolem pacienta bylo umisťovat svá chodidla na promítané stopy, čímž došlo k požadované modifikaci délky a šířky kroku. V případě potřeby byla vzdálenost mezi jednotlivými kameny manuálně upravena tak, aby se délka a šířka kroku blížila co nejvíce fyziologii.

**Obr. 6, 7** Terapie chůze na pásu C-mill ForceLink B.V.



V terapii chůze s audiovizuálním doprovodem bylo kromě vizuální zpětné vazby využito i akustické zpětné vazby. Po odstranění vzniklé asymetrie působících podnětů se pacient pokoušel sladit svůj krok jak časově s metronemem, tak i prostorově s promítanými značkami. Pro zabránění zkreslení efektu působících stimulů byly



terapie u jednotlivých pacientů voleny náhodně v různém pořadí. V průběhu 8. až 9. minuty následovalo opět měření základních parametrů stimulované chůze. Poté byla stimulace vypnuta a pacient dostal pokyn k zachování stejné délky kroku a kadence. Na závěr od 11. do 12. minuty bylo provedeno kontrolní měření časoprostorových charakteristik chůze. Naměřená data byla uložena a následně dále zpracována.

Bezprostředně po terapii chůze na chodícím pásu byl opět proveden kontrolní funkční test TUG bez a s kognitivním úkolem.

### 3.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit statistický software Statistica verze 6.0.

Pro výsledky z chodícího pásu C-mill ForceLink B.V. a funkčních testů TUG jsme pro každý testovaný parametr provedli základní popisnou charakteristiku statistických veličin z naměřených hodnot celého souboru pacientů. Byla stanovena minimální hodnota, maximální hodnota, aritmetický průměr a směrodatná odchylka (viz Příloha 5, s. 98).

Pro ověření, zda data splňují podmínku normálního rozložení, posloužil Kolmogorov-Smirnovův test a Shapiro-Wilkův test. Nulovou hypotézu předpokládající normalitu na základě výsledků těchto testů zamítáme. Jelikož naměřená data nespĺňují podmínky pro použití  $t$  – testu, byl pro ověření platnosti všech šesti nulových hypotéz proveden neparametrický Wilcoxonův test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na 5% hladině významnosti ( $p = 0,05$ ). Hodnoty  $p < 0,05$  jsou považovány za statisticky významné výsledky testu, kdy nulovou hypotézu můžeme zamítnout.

Všechny signifikantní výsledky jsou doplněny krabicovými grafy (Box and Whisker Plot). V krabicovém grafu (tzv. box grafu) je pro každé měření funkčního testu TUG před a po terapii zobrazena malým čtvercem pozice střední hodnoty (průměru) měřeného parametru. Dno a vrchol krabice určují velikost směrodatné odchylky ( $\pm SD$ ). U každé krabice je také pomocí antény znázorněna poloha  $\pm 1,96*SD$ . Toto rozpětí se používá jako charakteristika variability dat a reprezentuje rozložení 95% všech naměřených hodnot. Pro názornost trendů jsou některé výsledky doplněny sloupcovými grafy.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Testování hypotézy $H_01$

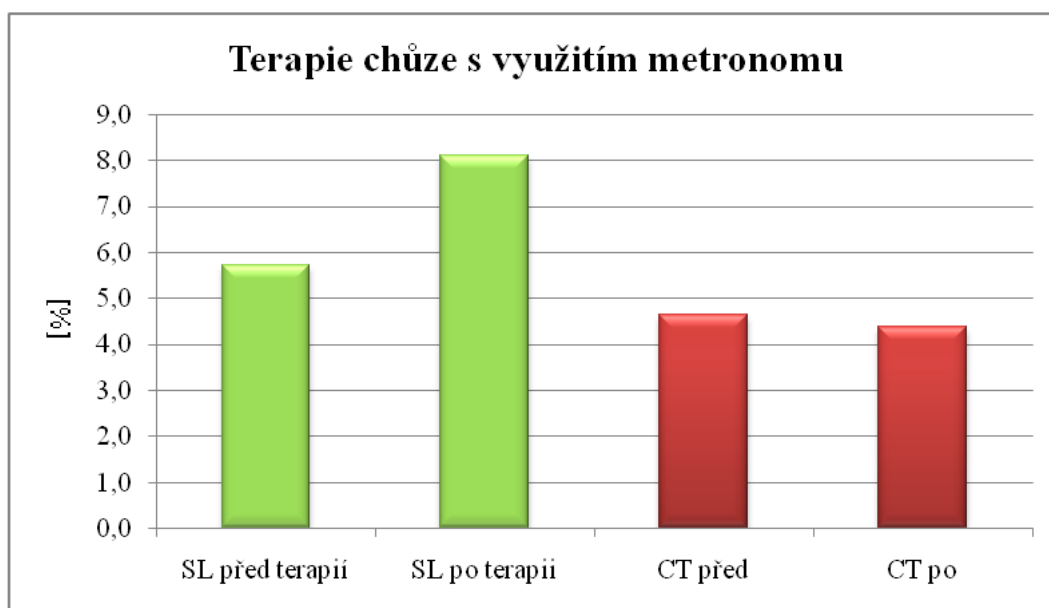
Stanovení hypotézy:

**$H_01$ :** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

Pro ověření platnosti hypotéz byl použit Wilcoxonův test. Tento test prokázal platnost hypotézy  $H_01$  v obou sledovaných parametrech. Výsledky terapie chůze s využitím metronomu však prokázaly benefit akustické stimulace v parametru doba kontaktu. Při použití metronomu došlo u 11 pacientů ke snížení asymetrie v tomto parametru. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,3088$ . V případě parametru délka kroku výsledky terapie chůze s využitím metronomu benefit auditivní stimulace neprokázaly. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,3318$ . Tyto rozdíly nejsou statisticky významné (viz tab. 2, s. 46). **Hypotézu  $H_01$  nemůžeme zamítnout.** Efekt terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu je znázorněn sloupcovým grafem (graf 1, s. 43).

**Graf 1** Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu



**Legenda ke grafu 1:**

SL – délka kroku,

CT – doba kontaktu,

[%] – jednotka osy y (asymetrie vyjádřená v procentech).

#### 4.2 Testování hypotézy H<sub>02</sub>

Stanovení hypotézy:

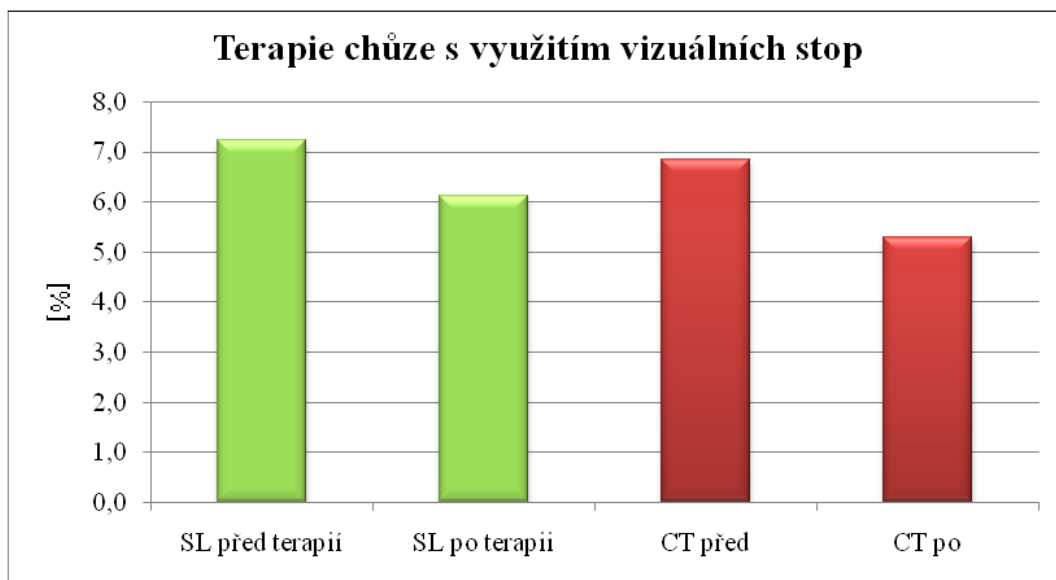
**H<sub>02</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

Pro ověření platnosti hypotéz byl použit Wilcoxonův test. Tento test prokázal platnost hypotézy H<sub>02</sub> v obou sledovaných parametrech. Výsledky terapie chůze s využitím vizuálních stop však prokázaly benefit zrakové stimulace v parametru délka kroku. Při použití vizuálních stop došlo u 11 pacientů ke snížení asymetrie v tomto parametru. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,4380$ . V případě parametru doba kontaktu výsledky terapie chůze s využitím vizuálních stop benefit zrakové stimulace neprokázaly. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,8129$ . Tyto rozdíly nejsou statisticky významné (viz tab. 2, s. 46). **Hypotézu H<sub>02</sub> nemůžeme**

**zamítnout.** Efekt terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu je znázorněn sloupcovým grafem (graf 2).

**Graf 2** Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu



**Legenda ke grafu 2:**

SL – délka kroku,

CT – doba kontaktu,

[%] – jednotka osy y (asymetrie vyjádřená v procentech).

### 4.3 Testování hypotézy $H_03$

Stanovení hypotézy:

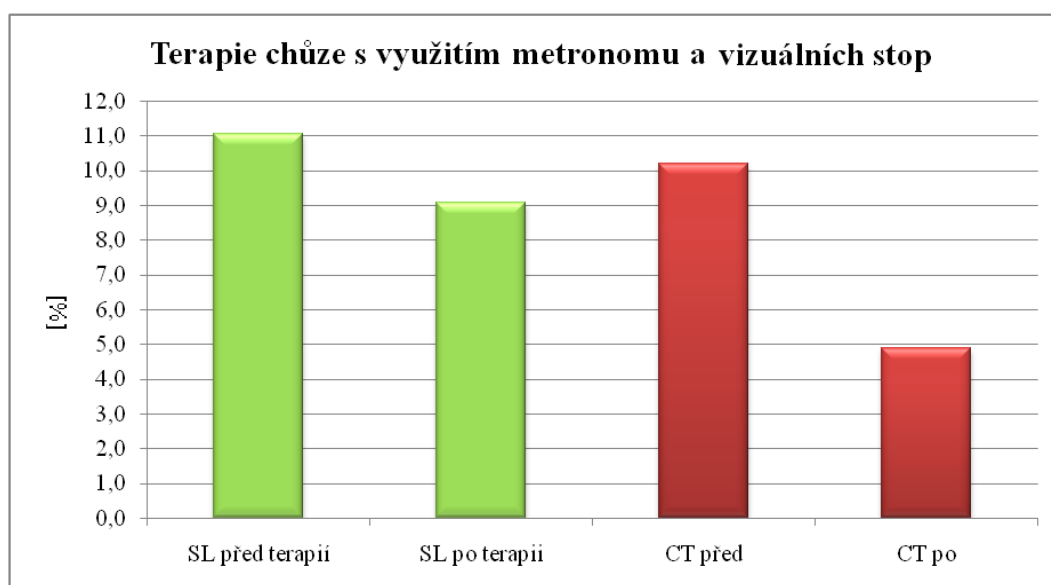
**$H_03$ :** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu:

- doba kontaktu (Contact Time),
- délka kroku (Step Length).

Pro ověření platnosti hypotéz byl použit Wilcoxonův test. Tento test prokázal platnost hypotézy  $H_03$  v obou sledovaných parametrech. Výsledky terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop však prokázaly benefit multisenzorické stimulace v parametru doba kontaktu. Při použití kombinace metronomu a vizuálních stop došlo u 11 pacientů ke snížení asymetrie v tomto parametru. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,0929$ . V případě parametru délka kroku výsledky terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních

stop benefit multisenzorické stimulace neprokázaly. Dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,6874$ . Tyto rozdíly nejsou statisticky významné (viz tab. 2, s. 46). **Hypotézu  $H_03$  nemůžeme zamítnout.** Efekt terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu je znázorněn sloupcovým grafem (graf 3).

**Graf 3** Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu



**Legenda ke grafu 3:**

SL – délka kroku,

CT – doba kontaktu,

[%] – jednotka osy y (asymetrie vyjádřená v procentech).

**Tab. 2** Výsledky Wilcoxonova párového testu pozorovaných parametrů délka kroku a doba kontaktu u jednotlivých typů terapie

Proměnné	Valid N	T	Z	p-level
Délka kroku před terapií & po terapii	17	56	0,9704	0,3318
Doba kontaktu před terapií & po terapii	17	55	1,0178	0,3088
Délka kroku před terapií & po terapii	17	53	0,7756	0,4380
Doba kontaktu před terapií & po terapii	17	71,5	0,2367	0,8129
Délka kroku před terapií & po terapii	17	68	0,4024	0,6874
Doba kontaktu před terapií & po terapii	17	41	1,6805	0,0929

**Legenda k tabulce 2:**

- terapie s využitím metronomu,
  - terapie s využitím vizuálních stop,
  - terapie s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop,
- Valid N – počet platných měření,  
T – kritická statistika,  
Z – testová statistika,  
p-level – dosažená hladina statistické významnosti.

**4.4 Testování hypotézy H<sub>04</sub>**

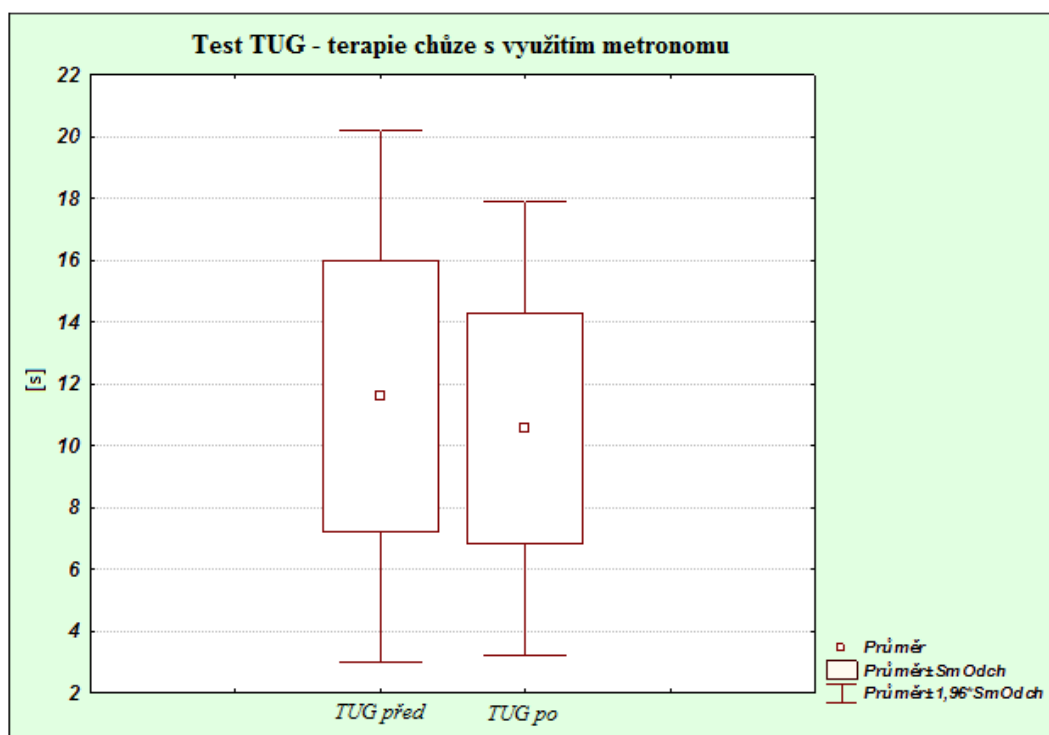
Stanovení hypotézy:

**H<sub>04</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím metronomu na funkční parametry chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

**Hypotéza H<sub>04</sub> v případě testu TUG byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG je po terapii chůze s využitím metronomu nižší ( $10,55 \pm 3,74$  s) než před terapií ( $11,6 \pm 4,39$  s) – dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,001$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG je doplněn krabicovým grafem (graf 4, s. 47). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 10, s. 54).

**Graf 4** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím metronomu

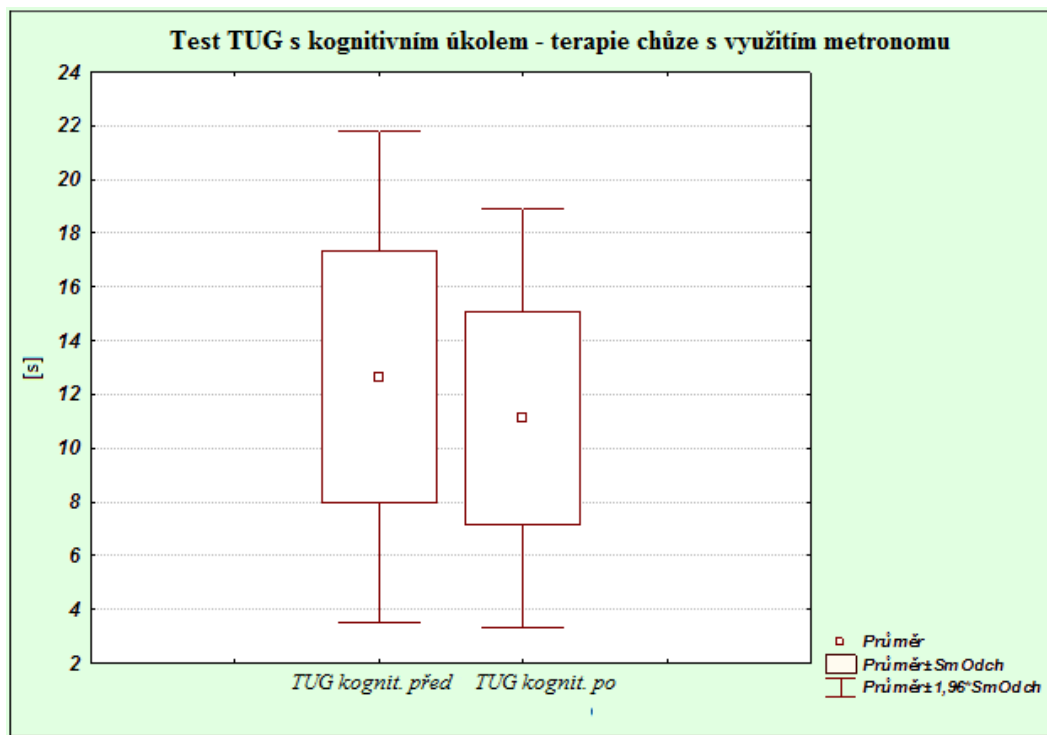


**Legenda ke grafu 4:**

TUG – Timed Up and Go test,  
SmOdch – směrodatná odchylka,  
[s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**Hypotéza  $H_04$  v případě testu TUG s kognitivním úkolem byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG s kognitivním úkolem je po terapii chůze s využitím metronomu nižší ( $11,11 \pm 3,97$  s) než před terapií ( $12,65 \pm 4,66$  s) – dosažená hladina statistické významnosti  $p = 0,0003$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG s kognitivním úkolem je doplněn krabicovým grafem (graf 5, s. 48). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 11, s. 55).

**Graf 5** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,0003$ ) efektu terapie chůze s využitím metronomu na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem



**Legenda ke grafu 5:**

TUG – Timed Up and Go test,  
 TUG kognit. – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem,  
 SmOdch – směrodatná odchylka,  
 [s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**4.5 Testování hypotézy H<sub>05</sub>**

Stanovení hypotézy:

**H<sub>05</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze:

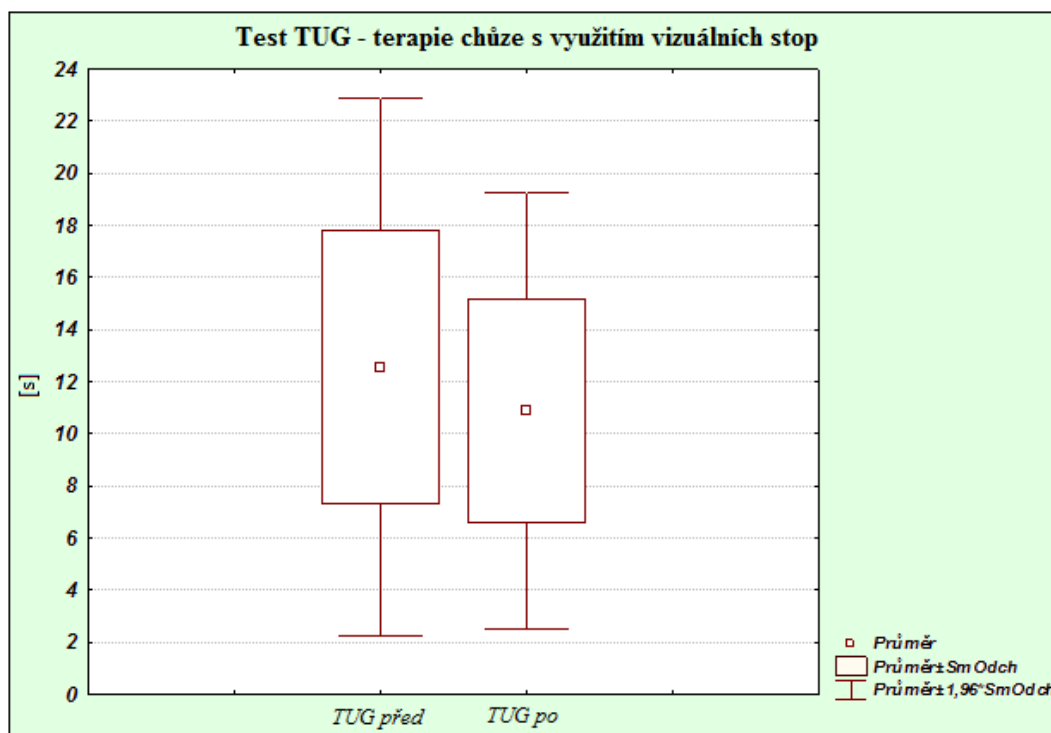
- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

**Hypotéza H<sub>05</sub> v případě testu TUG byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG je po terapii chůze s využitím vizuálních stop nižší ( $10,89 \pm 4,27$  s)



než před terapií ( $12,55 \pm 5,26$  s) – dosažená hladina významnosti  $p = 0,0003$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG je doplněn krabicovým grafem (graf 6). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 10, s. 54).

**Graf 6** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,0003$ ) efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go

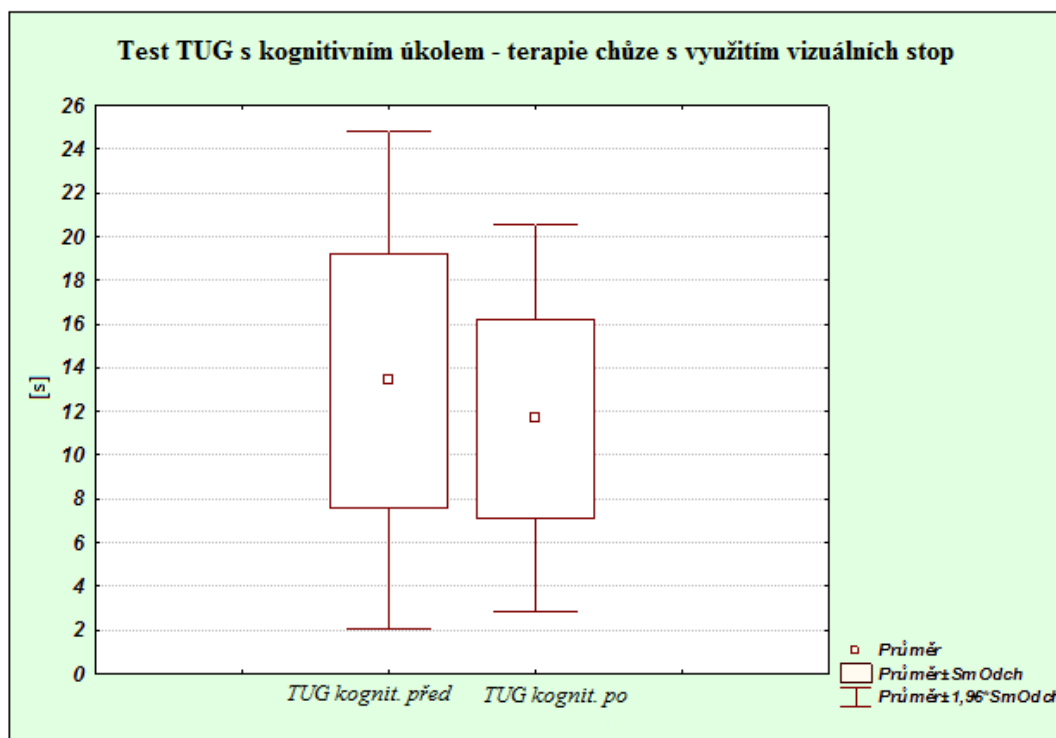


**Legenda ke grafu 6:**

TUG – Timed Up and Go test,  
 SmOdch – směrodatná odchylka,  
 [s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**Hypotéza H<sub>05</sub> v případě testu TUG s kognitivním úkolem byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG s kognitivním úkolem je po terapii chůze s využitím vizuálních stop nižší ( $11,68 \pm 4,52$  s) než před terapií ( $13,43 \pm 5,81$  s) – dosažená hladina významnosti  $p = 0,002$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG s kognitivním úkolem je doplněn krabicovým grafem (graf 7, s. 50). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 11, s. 55).

**Graf 7** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,002$ ) efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem



**Legenda ke grafu 7:**

TUG – Timed Up and Go test,

TUG kognit. – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem,

SmOdch – směrodatná odchylka,

[s] – časová jednotka osy y (sekunda).

#### 4.6 Testování hypotézy H<sub>06</sub>

Stanovení hypotézy:

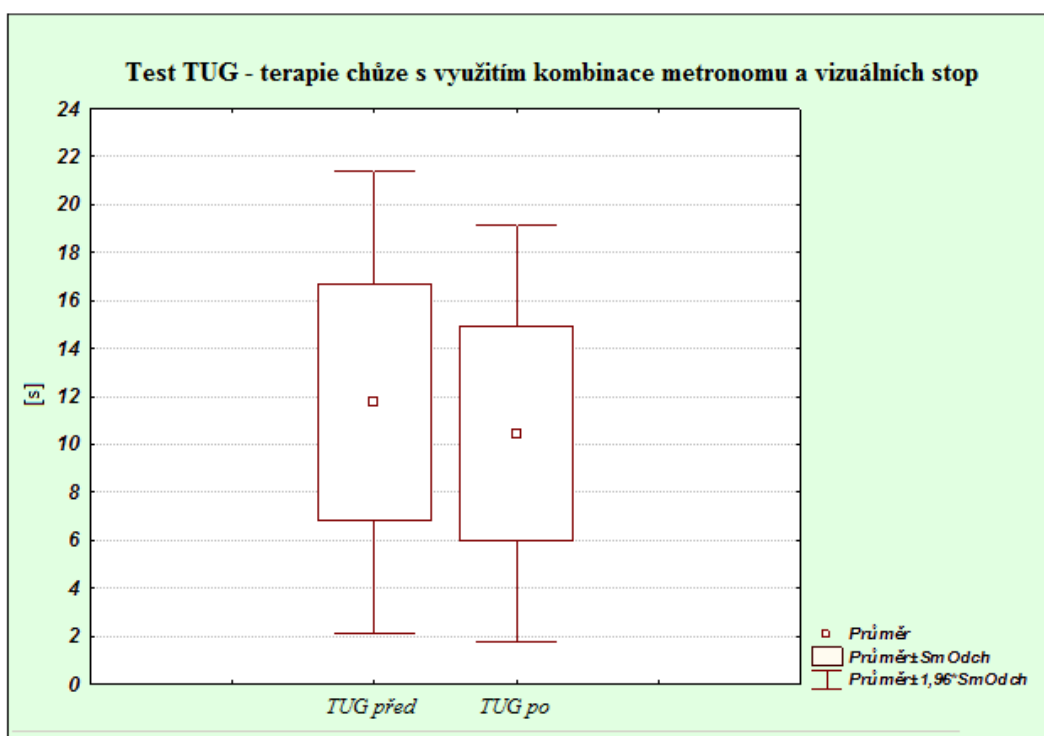
**H<sub>06</sub>:** Není statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze:

- TUG,
- TUG s kognitivním úkolem.

**Hypotéza H<sub>06</sub> v případě testu TUG byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG je po terapii chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních

stop nižší ( $10,55 \pm 3,74$  s) než před terapií ( $11,6 \pm 4,39$  s) – dosažená hladina významnosti  $p = 0,001$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG je doplněn krabicovým grafem (graf 8). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 10, s. 54).

**Graf 8** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go

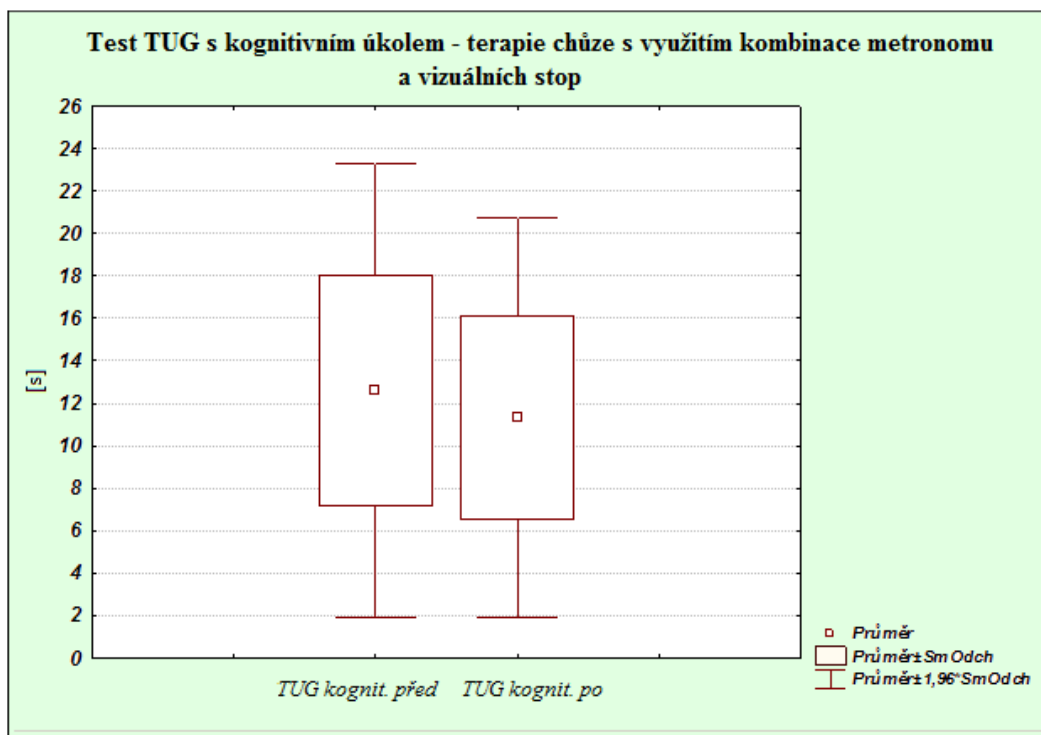


**Legenda ke grafu 8:**

TUG – Timed Up and Go test,  
 SmOdch – směrodatná odchylka,  
 [s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**Hypotéza  $H_06$  v případě testu TUG s kognitivním úkolem byla zamítnuta.** Časový interval pro splnění testu TUG s kognitivním úkolem je po terapii chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop nižší ( $11,11 \pm 3,97$  s) než před terapií ( $12,65 \pm 4,66$  s) – dosažená hladina významnosti  $p = 0,001$  (viz tab. 3, s. 53). Signifikantní výsledek testu TUG s kognitivním úkolem je doplněn krabicovým grafem (graf 9, s. 52). Pro porovnání efektu jednotlivých terapií je doplněn souhrnný sloupcový graf (graf 11, s. 55).

**Graf 9** Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem



**Legenda ke grafu 9:**

TUG – Timed Up and Go test,

TUG kognit. – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem,

SmOdch – směrodatná odchylka,

[s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**Tab. 3** Výsledky Wilcoxonova párového testu Timed Up and Go testů u jednotlivých typů terapie

Proměnné	Valid N	T	Z	p-level
TUG před terapií & po terapii	17	0	3,6214	<b>0,0003</b>
TUG kognit. před terapií & po terapii	17	11	3,1006	<b>0,0019</b>
TUG před terapií & po terapii	17	5	3,3847	<b>0,0007</b>
TUG kognit. před terapií & po terapii	17	0	3,6214	<b>0,0003</b>
TUG před terapií & po terapii	17	5	3,3847	<b>0,0007</b>
TUG kognit. před terapií & po terapii	17	7	3,2900	<b>0,0010</b>

**Legenda k tabulce 3:**

- terapie s využitím metronomu,
- terapie s využitím vizuálních stop,
- terapie s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop,

Valid N – počet platných měření,

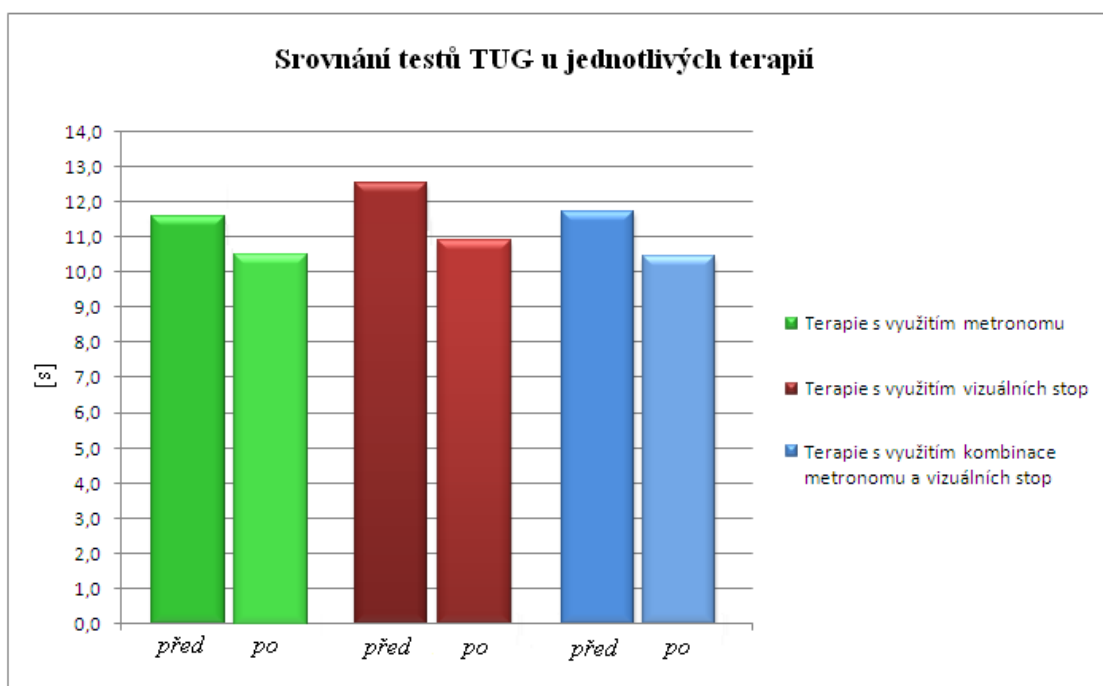
T – kritická statistika,

Z – testová statistika,

p-level – dosažená hladina statistické významnosti.

Výsledky označené tučně jsou statisticky významné.

**Graf 10** Srovnání testů Timed Up and Go u jednotlivých typů terapií

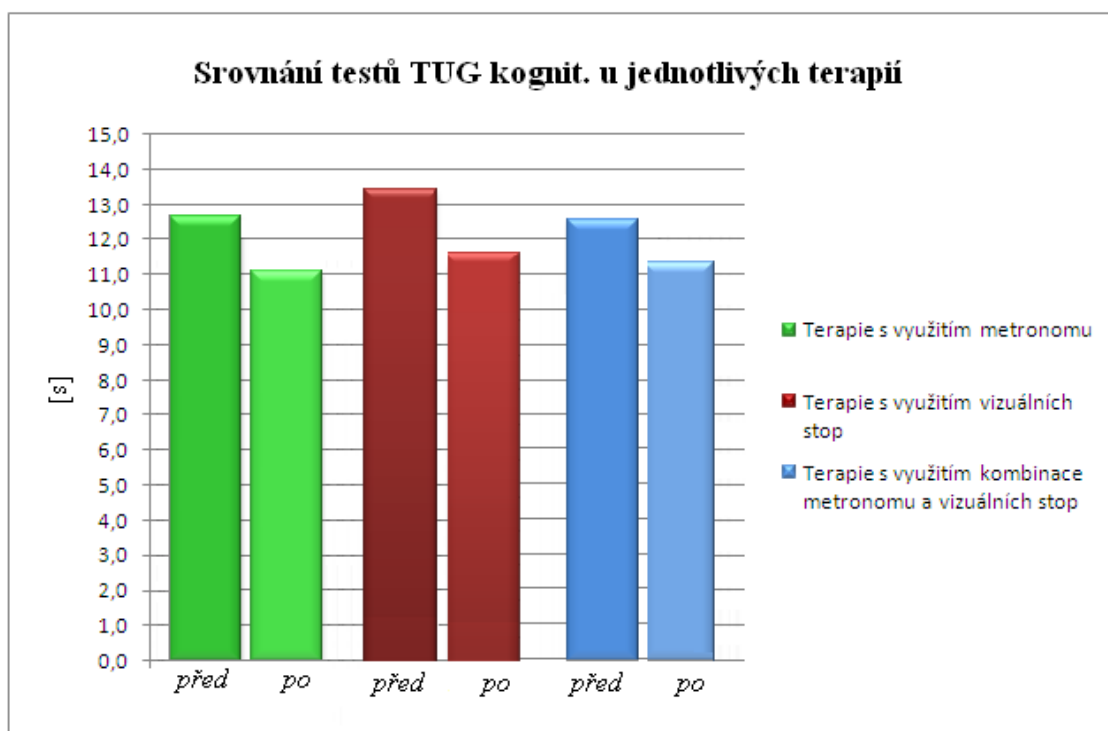


**Legenda ke grafu 10:**

TUG – Timed Up and Go test,

[s] – časová jednotka osy y (sekunda).

**Graf 11** Srovnání testů Timed Up and Go s kognitivním úkolem u jednotlivých typů terapií



**Legenda ke grafu 11:**

TUG kognit. – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem,  
[s] – časová jednotka osy y (sekunda).

## 5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je posoudit vliv terapie na chodícím páse C-mill na lokomoční aktivitu pacientů po cévní mozkové příhodě a porovnat naše poznatky s ostatními studiemi.

Nejčastěji hodnocené parametry při kvalitativním vyšetření chůze je délka kroku, délka trvání jednooporové fáze a procentuální podíl stojné fáze paretické a neparetické dolní končetiny. Goldie, Matyas, Evans uvádí, že prodloužení doby jednooporové fáze paretické dolní končetiny při terapii chůze je ukazatelem zvyšujícího se zatížení paretické končetiny. Zdůraznili, že pokud je cílem terapie zvýšit rychlost a zlepšit vzor chůze, měla by být rehabilitace zaměřena na snížení trvání jednooporové fáze neparetické dolní končetiny (Goldie, Matyas, Evans, 2001, p. 1064). Zaměřit se pouze na prodloužení jednooporové fáze paretické strany, může mít za následek dosažení symetrického vzoru, ale rychlost chůze se pravděpodobně sníží (Yavuzer, 2007, p. 5).

V procesu reedukace motoriky, jako např. v terapii chůze, pracujeme se schopností motorického učení. Jedná se o získanou formu chování na základě individuální zkušenosti. Tyto získané formy chování jsou výsledkem učení a paměti. Králíček definuje paměť jako schopnost CNS ukládat informace o předchozích zkušenostech. Je známo, že jisté informace si jedinec pamatuje pouze několik sekund, jiné hodiny, dny, měsíce až roky. Na základě této skutečnosti lze paměť klasifikovat na senzorickou, krátkodobou a dlouhodobou. Senzorická paměť představuje schopnost mozku podržet si smyslovou informaci v příslušné senzorické oblasti po dobu několika stovek milisekund. Během této doby příslušné mozkové okruhy vytřídí z informace důležité údaje, které jsou následně předány do krátkodobého paměťového registru. Přejít informace z krátkodobého do dlouhodobého paměťového registru je označován jako konsolidace paměťové stopy. Minimální konsolidace vyžaduje dobu 5 – 10 minut, maximální hodinu i déle (Králíček, 2011, s. 174). V našem měření chůze stimulovaná akustickými či vizuálními podněty nebo jejich kombinací trvala pouhých 5 minut, což je spodní hranice pro minimální konsolidaci paměťové stopy. Krátká doba stimulované chůze proto může být jedním z důvodů, proč se v našem měření neprojevil výraznější efekt příslušné terapie. Přesto, že během působení jednotlivých modalit jsme pozorovali snížení pravolevé asymetrie délky kroku a doby kontaktu, po



ukončení stimulace postupně docházelo k nárůstu asymetrie k výchozím hodnotám. Z čehož usuzujeme, že nedošlo k přechodu informace z krátkodobého do dlouhodobého paměťového registru. Konsolidace paměťové stopy vyžaduje také dostatečně časté opakování dané informace. Předpokládá se, že podstata krátkodobé paměti spočívá ve schopnosti existujících chemických synapsí měnit úroveň svého informačního přenosu v závislosti na stupni předchozí neuronální aktivity. Tato schopnost je označována jako synaptická (neuronální) plasticita. Podstatou dlouhodobé paměti je zřejmě dlouhodobá změna synaptického informačního přenosu podmíněná morfologickou přeměnou synapse. Tato přestavba může zahrnovat změny ve velikosti aktivační zóny v presynaptickém elementu, změny ve velikosti synaptické štěrbině, změny počtu postsynaptických receptorů, změny v morfologii dendritů apod. (Králíček, 2011, s. 178).

Podmínkou pro přizpůsobení měnícím se vnějším podmínkám během lokomoce je dostatečná flexibilita. Její dosažení však není zcela jednoduché, vyžaduje neporušenou inter- a intra-končetinovou koordinaci bez ztráty posturální stability. Modifikace v chůzi probíhají za různého časového trvání. Některé reakce na nově vzniklé situace jsou okamžité, jiné jsou pomalejší, ale přetrvávají déle (Lam, Anderschitz, Dietz, 2006, p. 771; Morton & Bastian, 2006, p. 9107). Autoři uvádějí, že pro rychle probíhající reaktivní změny je vhodné využít periferního feedbacku. Například zavádí-li při překračování noha o překážku, dochází k okamžitému zvýšení výšky kroku. Pomalejší prediktivní změny závisí na opakování a přetrvávají po dobu několika minut až hodin. Dochází k nové kalibraci motorických feedforward příkazů, které způsobují, že efekt přetrvává i po odstranění příčiny.

Otázkou však zůstává, které mozkové struktury jsou zodpovědné za výše zmíněné procesy modifikace chůze. Studie na decerebrovaných kočkách naznačují, že v lokomoci quadrupedů se oba typy flexibility vyskytují i bez kontroly mozku (Kulagin & Shik; Forssberg et al.; Yanagihara & Kondo in Reisman et al., 2007, p. 1862). Nicméně při bipedální lokomoci jedince flexibilita a požadavky na stabilitu určitou míru mozkové kontroly vyžaduje (Armstrong in Reisman et al., 2007, p. 1862). Morton & Bastian (2006, p. 9114) ve své studii uvádí, že pro pomalejší prediktivní změny v lokomoci jedince hraje důležitou roli mozeček, který vysílá své projekce do korových motorických oblastí cestou přes thalamus nebo do mozkového kmene. Reisman et al. (2007, p. 1870) naopak předpokládají, že pro tento adaptivní proces

hrají důležitější roli cerebelární projekce do motorických oblastí mozkového kmene než projekce do korových motorických oblastí. Pro rychlé reaktivní změny mozeček zřejmě není rozhodující, předpokládá se působení různých descendentních příkazů či interakce míšních neuronových sítí (Lacquaniti, Ivanenko, Zago, 2002, p. 269; Courtine & Schieppati, 2004, p. 1534).

Reisman et al. ve své studii prokázali, že u jedinců s kortikální či subkortikální cévní mozkovou příhodou, která působí řadu smyslových a motorických deficitů, je schopnost provádět okamžité reakce či pomalé adaptační změny během lokomoce nenarušena. Důležité je také zjištění, že u osob po CMP zůstává zachována dostatečná přizpůsobivost centrálního nervového systému pro změnu časoprostorových interkončetinových vztahů, což dokazuje, že poškozený nervový systém je stále schopen produkovat vzory blížící se fyziologii a dočasně je ukládat (Reisman et al., 2007, p. 1869). Proto předpokládáme, že změny v chůzi (např. snížení asymetrie) mohou přetrvávat u těchto pacientů i určitou dobu po terapii na chodícím pásu.

## 5.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>

U hypotézy H<sub>01</sub> jsme ověřovali statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu – doba kontaktu (Contact Time) a délka kroku (Step Length). Cílem této kapitoly je zhodnotit vliv akusticky stimulované chůze pomocí metronomu na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.

Na poslech hudby lidé často reagují rytmickým pohybovým projevem. Tato tzv. auditivně-motorická synchronizace může být definována jako časové sladění pohybů na externí akustické stimuly. Dlouhá léta se vědci domnívali, že tato synchronizace je specifická pouze pro člověka (Patel et al. in Roerdink, 2008, p. 12). Ball in Roerdink (2008, p. 12) však tvrdí, že totéž se objevuje i u jiných živočišných druhů a jako příklad uvádí papouška kakadu, který svůj pohybový projev dokázal přizpůsobit podle tempa hudby.

Rytmické pohyby jedince jsou výsledkem složitých komplexních paralelních a hierarchicky uspořádaných spojů centrálního nervového systému. U jedince je v důsledku poruchy neuronálních obvodů také porušena rytmicita motorického

projevu. Navzdory poškození CNS může být vazba externích rytmů a rytmických pohybů účinným prostředkem pro zlepšení motorického projevu. Schopnost synchronizace motorického projevu s udávaným rytmem je závislá na rozsahu poškození CNS (Ford, Wagenaar, Newell, 2007, p. 150).

Jedinec vystavený akustické stimulaci je schopen upravit svůj vlastní motorický projev (chůze, běh, ...) podle působících podnětů (Arias & Cudeiro; Howe et al.; McIntosh et al.; Patel et al.; Styns et al. in Roerdink, 2008, p. 13). Sladění s externími rytmy kterékoli z modalit je označováno jako synchronizace sensorimotorická. Této synchronizace je dosahováno současně různými formami regulace. Neustálou regulací pohybů končetin např. s metronomem a postupnou opravou chyb vznikajících na základě asymetrie (Torre & Balasubramaniam, 2009, p. 162). Tyto dva způsoby synchronizace představují různé procesy začleněné do pohybového projevu. Nedokonalá adaptace na působící podněty může pramenit z nerovnováhy mezi dvěma koexistujícími a soutěžícími procesy v synchronizaci pohybového projevu: sensorimotorickou vazbou, která je odpovědná za přizpůsobení motorického projevu časové posloupnosti a přetrvávání pohybu, které má tendenci zachovávat pravidelnost opakujících se pohybů (Torre & Balasubramaniam, 2009, p. 164).

V současné době se vědci stále více zabývají fyziologickými reparačními mechanismy s ohledem na facilitaci kortikální reorganizace. Motorické učení může poskytovat nové možnosti pro rozvoj strategií na podporu obnovy motoriky. Fries et al., Chollet et al., Brion et al., Freund & Hummelsheim in Thaut, McIntosh, Rice (1997, p. 208) podali důkazy o možnosti stimulace intaktních korových motorických oblastí s modulací motorických výstupů cestou motorického učení. Rytmičké akustické podněty se jeví jako efektivní, jelikož stimulují neporušenou akusticko-motorickou vazbu, která je schopna substituovat porušené kontrolní mechanismy chůze (McIntosh et al. in Terrier, 2012, p. 8).

Externí stimuly, převážně sluchové, jsou často užívané v terapii chůze. Ze studií fyziologie motoriky vyplývá, že akustické vstupy mohou cestou retikulo-spinálních drah modulovat načasování a velikost motorické odpovědi na míšní úrovni (Paltsev & Elnor, Rossignol & Melvill-Jones in Prassas et al., 1997, p. 218). Thaut, McIntosh, Rice (1997, pp. 209 – 210); van Peppen et al. in Roerdink (2008, p. 20); Schauer & Mauritz (2003, p. 716) podali důkazy o účinnosti těchto stimulů u pacientů po cévní mozkové příhodě a poukazují zejména na změnu rychlosti chůze a délky kroku.

Zajímavé je také zjištění autorů Thaut, McIntosh, Rice (1997, p. 211), že rytmická auditivní stimulace zvyšuje pravidelnost zapojování motorických jednotek. Funkční význam tohoto účinku na řízení motoriky není dosud plně objasněn. Akustické podněty se tak pro ovlivnění motorického projevu jedince mohou jevit mnohem důležitější, než se dříve předpokládalo. Thaut, McIntosh, Rice (1997, p. 208); Ford, Wagenaar, Newell (2007, p. 150); Schauer & Mauritz (2003, p. 716) a Mauritz (2002, p. 23) navíc uvádí, že sluchové podněty mohou zlepšovat také symetrii a plynulost chůze. Akustické stimuly představují cenově dostupný, efektivní a snadno použitelný nástroj k terapii chůze, která je u těchto pacientů většinou pomalá, nestabilní a asymetrická. Přes všechny tyto úspěchy však stále není plně objasněno, jak zvuková stimulace funguje a jak by měla být využita v terapii chůze pro dosažení nejlepších výsledků.

Richards et al. in Thaut, McIntosh, Rice (1997, p. 211) uvádí, že akustická stimulace ovlivňuje jak časové parametry chůze, tak i prostorové. Z výsledků našeho měření jsme však vyzorovali silnější vliv akustické stimulace na parametry časové než prostorové, kdy došlo k výraznějšímu snížení asymetrie v době kontaktu než ve změně délky kroku.

Pozitivní účinky akustické stimulace na symetrii chůze však mohou korelovat se změnou její rychlosti. Jinými slovy, není známo, zda pozorované zlepšení v symetrii chůze je přímý účinek zvukových podnětů nebo je spíše navozena nepřímo zvýšením rychlosti chůze. Pro objasnění, zda akustická stimulace primárně ovlivňuje symetrii chůze či nikoli, je důležité, aby rychlost chůze v průběhu hodnocení byla kontrolována, např. využitím chodícího pásu. Odpověď na tuto otázku podali ve své studii Roerdink et al., kteří potvrdili snížení asymetrie časoprostorových charakteristik chůze u hemiparetických pacientů. Výsledky této studie naznačují, že akustická stimulace pozitivně ovlivňuje symetrii (Roerdink et al., 2007, p. 1019). Přestože se naše výsledky neukázaly statisticky signifikantně významné, můžeme souhlasit s pozitivním vlivem akustické stimulace na symetrii chůze. V našem souboru došlo ke snížení pravolevé asymetrie doby kontaktu u 11 pacientů z celkového počtu 17 osob. Terapie na chodícím pásu v kombinaci s akustickými stimuly se tak jeví jako slibná cesta pro zlepšení chůze těchto pacientů, jelikož umožňuje okamžitou změnu frekvence s doprovodnými změnami jednotlivých parametrů.

Ukázalo se, že zvuk může zvyšovat i excitabilitu motorických neuronů, pravděpodobně cestou audio-motorických okruhů v retikulární formaci. Zvukové podněty také vedou ke znatelně rychlejší motorické odpovědi než stimuly vizuální a taktilní. Percepce a motorická reprodukce časových vzorců jsou přesnější, rychlejší a stabilnější než účinek jiných sensorických modalit (Thaut et al. in Mayer, 2000, s. 68). Mauritz (2002, p. 23) uvádí, že zvuková rytmická stimulace zřetelně zlepšuje symetrii hemiparetické chůze, nosnou periodu paretické dolní končetiny, úhel v kolenu během krokového cyklu a posuny těžiště, což vede k plynulejší trajektorii pohybu.

Obecně se akusticko-motorická koordinace stává přesnější, když je zvukovou stimulací provázen dopad paty obou dolních končetin. Přes zjevné výhody akustické stimulace zůstává chůze hemiparetických pacientů relativně asymetrická. Dle Roerdink et al. chybí přesná bilaterální synchronizace zvukového signálu s úderem paty (heel strike). Odpověď na akustickou stimulaci kontaktem paty s podložkou na zdravé dolní končetině probíhá s menší latencí než na končetině paretické. Ve srovnání se zdravou populací je auditivně-motorická vazba u pacientů po CMP méně stabilní (Roerdink et al., 2007, p. 1019).

Zajímavým zjištěním je také fakt, že při chůzi s akustickými podněty vzrůstá i šířka kroku jak u hemiparetických pacientů, tak i u zdravých jedinců. Důvodem je zřejmě přizpůsobení se náročnějším podmínkám, jelikož chůze na pásu se zvukovými stimuly vyžaduje vyšší míru koncentrace než bez ní (Lamoth et al. in Roerdink et al., 2009, p. 676). Širší opěrnou bázi si jedinec zajišťuje vyšší stabilitu a může tak lépe soustředit svou pozornost na synchronizaci kroků s udávaným rytmem.

Synchronizace kroku s akustickou modalitou je mimo jiné závislá na rychlosti působení jednotlivých signálů (Dickstein & Plax, 2012, p. 25). Roerdink et al. poukazují na významný faktor, pro zajištění maximální efektivity terapie. Identifikovali optimální vazby mezi chůzí a frekvencí metronomu. Modulace základních charakteristik chůze (např. plynulost, symetrie a adaptabilita) je neúčinnější při zajištění optimální auditivně-motorické koordinace. Silnější vazba lokomočního projevu na působící akustické podněty se vyskytuje v blízkosti preferované kadence jedince. Dochází tak k rychlejší synchronizaci a nižší variabilitě relativní doby mezi úderem paty a zvukovým stimulem (Roerdink et al., 2011, p. 693). Toto zjištění jsme respektovali i při našem měření, kdy byla rychlost pásu volena individuálně podle vyšetřovaného jedince. Styns et al. (2007, p. 782) ve své studii

uvádí, že nejvyšší synchronizace kroku během akusticky stimulované chůze je dosahováno při sazbě metronomu okolo 120 úderů za minutu. Rychlejší chůze s kadencí 150 kroků za minutu představuje horní limit rychlosti pro synchronizaci (Dickstein & Plax, 2012, p. 26).

Arias & Cudeiro; Howe et al.; Picelli et al.; Suteerawattananon et al.; Zijlstra et al. in Roerdink et al. uvádí, že pro sladění chůze s metronomem je u zdravého jedince zapotřebí přibližně čtyř kroků. Pokud se sazba metronomu odchýlí od preferované kadence, pro dosažení synchronizace je zapotřebí více krokových cyklů. Toto přechodné období má dopad na hodnocení okamžitého účinku akustických stimulů na chůzi (Arias & Cudeiro; Howe et al.; Picelli et al.; Suteerawattananon et al.; Zijlstra et al. in Roerdink et al., 2011, p. 693). V našem měření jsme proto asymetrii časoprostorových charakteristik hodnotili až po 5 minutách chůze se zvukovou stimulací, kdy jsme již předpokládali dostatečné sladění s metronomem. Běžně užívané postupy však zahrnují pouze pár kroků na krátkých (5 – 10 m) laboratorních chodnicích. Jestliže jsou chodníky příliš krátké na to, aby bylo dosaženo stabilní synchronizace, platnost těchto výsledků může být zpochybňována.

## **5.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub>**

U hypotézy H<sub>02</sub> jsme ověřovali statisticky významný rozdíl v efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu – doba kontaktu (Contact Time) a délka kroku (Step Length). V této kapitole se snažíme posoudit vliv vizuálně stimulované chůze prostřednictvím promítaných stop na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.

Řada autorů zastává názor, že pohybový projev lze modifikovat nejen pomocí akustického doprovodu, ale i využitím světelných objektů promítaných přímo na chodící pás. Tyto značky představují pro pacienta místo kontaktu jeho chodidla při chůzi. Dochází tak k navedení a nepřímému ovlivnění délky a šířky kroku (Huys et al.; Lee & Thomson; Peper & Beek; van Wegen et al.; Wimmers et al. in Roerdink, 2008, p. 13). Montoya et al. in Thaut, McIntosh, Rice (1997, p. 211) ve své studii prokázali efekt tohoto typu terapie na zlepšení symetrie chůze. V našem měření jsme po terapii chůze s využitím vizuálních stop u pacientů po CMP neprokázali statisticky významný

rozdíl. Přesto se jistý pozitivní efekt vizuální stimulace na prostorové parametry chůze v našem testovaném souboru projevil. Ke snížení pravolevé asymetrie délky kroku po terapii chůze s využitím nášlapných kamenů došlo u 11 pacientů ze všech 17 testovaných osob. Pozitivní vliv vizuální stimulace na časové parametry krokového cyklu (doba kontaktu) se v našem měření neprojevil. Dle Kang et al. (2011, p. 251) vizuální zpětná vazba především motivuje pacienty po CMP podílet se na své léčbě, zvyšuje jejich koncentraci, přispívá ke zlepšení posturální stability, zlepšuje rovnováhu a schopnost jejich chůze.

Zrakové informace mohou být v terapii chůze využity k úpravě trajektorie pohybu nohy během kroku. Reynolds & Day (2005, p. 48) uvádí, že po prezentaci vizuální stopy na chodící pás jsou změny trajektorie nohy uskutečňovány přibližně do 120 ms. Při běžné chůzi je většinou pohled směřován daleko před sebe, pokud je dopad končetiny na předpokládané místo zevními vlivy limitován – např. překážkou v cestě – pohled je přesměrován do oblasti kontaktu dolní končetiny s podložkou. Vizuální stimulace proto může být využita pro lepší kontrolu pohybu dolních končetin během chůze (Raymond & Day, 2005, p. 677). Při vizuálně stimulovaném kroku je plán umístění chodidla a průběh švihové fáze naprogramován ještě před odlepením nohy od podložky (Lyon & Day, 2005, p. 193). Z toho vyplývá, že jakmile je krok zahájen, vizuální informace nemusí být využita pro kontrolu trajektorie pohybu nohy. Toto tvrzení podporují experimenty, ve kterých byla v průběhu švihové fáze krokového cyklu znemožněna vizuální zpětná vazba a nebyla shledána žádná omezení v cíleně řízeném lokomočním pohybu (Hollands, Marple-Horvat; Patla et al. in Raymond & Day, 2005, p. 677). Nicméně déle trvající vyřazení vizuálního feedbacku při chůzi vede ke zhoršení cíleného umístění chodidla (Thomson in Raymond & Day, 2005, p. 677). Teoreticky je možné využít zrakové kontroly pro nastavení chodidla i během švihové fáze kroku, jelikož švihová fáze trvá průměrně 400 – 450 ms (Mills & Barrett, 2001, p. 433), což je doba výrazně delší, než je minimální čas potřebný pro reakci na vizuální podnět (Reynolds & Day, 2005, p. 48). I při relativně rychlém kroku zůstává dostatek času pro detekci a korekci případných chyb v průběhu trajektorie pohybu nohy. Korekce odchylek pohybu dolní končetiny se podle charakteru cíle může výrazně odlišovat. Odchýlení cíle vyžaduje změnu pohybového plánování a nevyžaduje přitom zrakovou kontrolu končetiny (Goodale et al. in Raymond & Day, 2005, p. 678). Naproti tomu pokud je cíl nehybný, původní plán pohybu

nemusí být narušen, ale zraková kontrola končetin a cíle se zdá být nezbytná pro detekci chyb v průběhu pohybu. Zde se mohou nacházet i další rozdílnosti. Vzniklé chyby v průběhu pohybu mohou být menší a narůstat postupně během nepřetržitého vedení končetiny na nepohybující se cíl ve srovnání s náhlým odchýlením cíle. Motorická odpověď tedy může být menší, pokud zahrnuje pouze doladování probíhajícího pohybu, než vytváření pohybu nového. Raymond & Day uvádí, že k přesnému umístění chodidla nohy na vizuální cíl dochází, obdobně jako u dosahu horní končetinou, ve chvíli, kdy je končetina v bezprostřední blízkosti svého cíle. Rychlejší chůze s vizuální kontrolou vykazovala větší chyby v přesném zacílení chodidla (Raymond & Day, 2005, p. 682). Proto je v terapii důležité nastavit rychlost chodícího pásu tak, aby byla pro pacienta přijatelná. Raymond & Day tak potvrdili inverzní vztah mezi obtížností pohybu a rychlostí jakou může být proveden. Bez kontroly zraku byl tento vztah obrácen a rychlejší chůze naopak vykazovala větší přesnost zacílení než kroky pomalé. Alterace vizuálního feedbacku během švihové fáze měla za následek zvětšení chyb v přesném umístění chodidla na cíl. Výsledky tedy ukazují, že je-li požadována přesnost umístění chodidla během kroku, může dojít k úpravě pohybového projevu i poté, co noha opustí podložku (Raymond & Day, 2005, p. 682).

### **5.3 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub>**

U hypotézy H<sub>03</sub> jsme ověřovali statisticky významný rozdíl v efektu chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu – doba kontaktu (Contact Time) a délka kroku (Step Length). Cílem této kapitoly je zhodnotit vliv multisenzoricky stimulované chůze (metronom a současně promítané vizuální stopy) na chodícím pásu C-mill na parametry chůze u pacientů s hemiparézou.

Při podrobnějším zkoumání audio-vizuální interakce bylo zjištěno, že nervový systém upřednostňuje pro vnímání časových charakteristik podněty akustické, které jsou přesněji kódovány než podněty vizuální. Pro percepci prostoru jsou naopak přesněji kódovány informace vizuální (Wada, Kitagawa, Noguchi, 2003, p. 117; Recanzone, 2003, p. 1092; Kitagawa & Ichihara, 2002, p. 173).

Výzkumy prokazují efektivnější senzomotorickou koordinaci na akustické podněty než na podněty vizuální (Chen, Repp, Patel, 2002, p. 527; Repp & Penel,



2002, p. 1086; Repp, 2003, p. 355; Repp & Penel, 2004, p. 252; Elliott, Wing, Welchman, 2010, p. 1828; Kolers & Brewster in Varlet et al., 2012, p. 1; Hove, Krumhansl, Spivey, 2010, p. 1525), což je v rozporu s obecným chápáním významu zraku. Varlet et al. (2012, p. 1) ve své studii poukazují na zvýšení koordinace za bimodálních smyslových podmínek, tedy při současném působení vizuálních a akustických stimulů. Toto zjištění se shoduje s předchozími výzkumy, které prokázaly, že synchronně působící stimuly z různých smyslových modalit mohou vést k vyšší motorické koordinaci než stimuly unimodální (Elliott, Wing, Welchman, 2010, p. 1828; Wing, Dumas, Welchman, 2010, p. 280; Lagarde & Kelso; Kelso et al. in Varlet et al., 2012, p. 8). K tomuto zlepšení dochází pouze při přesné časoprostorové synchronizaci vizuálních a akustických modalit. Naopak asynchronní stimulace narušuje stabilitu senzomotorické koordinace a větší důraz je v tomto případě kladen na zvukové podněty než na informace vizuální (Fendrich & Corballis, 2001, p. 719; Meyer & Wuerger, 2001, p. 2557; Repp & Penel, 2002, p. 1086; Repp & Penel, 2004, p. 252). Převážná většina studií prokazuje silnější účinnost a dominanci zvukové modalit ve srovnání s modalitou vizuální v procesech, které jsou základem senzomotorické koordinace. Tento jev je často vysvětlován rychlejším rozlišením akustického stimulu (Fendrich & Corballis, 2001, p. 723; Myers et al. in Varlet et al., 2012, p. 1). Přestože jsme po terapii chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop u pacientů po iktu neprokázali statisticky významný rozdíl v hodnocených parametrech krokového cyklu, pozorovali jsme i v našich výsledcích silnější účinnost zvukové modalit oproti modalitě vizuální. V testovaném souboru 17 pacientů došlo u 11 osob ke snížení pravolevé asymetrie v parametru doba kontaktu (stojné fáze), zatímco efekt terapie chůze s kombinací metronomu a vizuálních stop na asymetrii délky kroku se jevil spíše negativním. Sdílíme názor s výše uvedenými studiemi, že zvuková stimulace má spíše pozitivní efekt na časové parametry chůze, tedy na snížení asymetrie doby kontaktu. Stimulace vizuální naopak prokazuje silnější vliv na snížení asymetrie prostorových charakteristik chůze – délky kroku. Při působení obou těchto modalit prokazuje dominanci modalita zvuková.

Ve všech těchto studiích byla akusticko-motorická a vizuálně-motorická koordinace pozorována při stimulaci jednotlivými samostatnými podněty. Na rozdíl od sluchových modalit, jsou však vizuální informace v našem každodenním prostředí ve většině případů kontinuální. Několik studií, které se zabývaly vlivem kontinuálních

a diskrétních vizuálních stimulů na motorickou koordinaci, prokázaly lepší koordinaci s kontinuálními podněty. Studie naznačují, že kontinuální a předvídatelný charakter vizuálních stimulů zvyšuje vizuálně-motorickou koordinaci (Hove, Krumhansl, Spivey, 2010, p. 1531; Byblow et al.; Buekers et al. in Varlet et al., 2012, p. 8).

S tímto zjištěním jsou v rozporu Bank, Roerdink, Peper (2011, p. 167), kteří ve své studii hodnotili efekt akustické a vizuální stimulace na adaptaci chůze u starších zdravých osob. Podle Hollands et al.; Kennedy et al. a Patla in Bank, Roerdink, Peper je vizuální informace pro kontrolu chůze považována za nejdůležitější. Výsledky jejich studií ukazují, že koordinace motorického projevu s vizuální stimulací formou nášlapných kamenů promítaných na chodící pás nastává rychleji než při stimulaci pomocí metronomu. Uvádí také, že přizpůsobení se novým podmínkám proběhlo rychleji při přechodu ze stimulace zvukové na stimulaci vizuální, opačný přechod vyžadoval delšího trvání. Dále pozorovali lepší korekce fázové chyby (obnovení koordinace motorického projevu s nově působícím fázově posunutým podnětem) při prodloužení kroku na počátku působení vizuálního podnětu než při jeho zkrácení (Hollands et al.; Kennedy et al.; Patla in Bank, Roerdink, Peper, 2011, p. 167). Toto zjištění je v souladu se studií Weerdesteyn et al. in Bank, Roerdink, Peper (2011, p. 167), ve které uvádí, že s přibývajícím věkem při zacílení chodidla na značku je volena častěji reakce prodloužením kroku. Podobný jev je pozorován u pacientů po CMP vykazující preferenci prodloužené délky kroku při synchronizaci chůze s akustickou stimulací (Roerdink et al., 2009, p. 676). Preference prodloužení kroku nad jeho zkrácením může poskytnout náhled na základní mechanismy úprav motorického projevu jedince. Varraine et al. uvádí, že zkrácení délky kroku švihové dolní končetiny je realizováno cestou kortikospinálních drah. Prodloužení délky kroku je naopak realizováno převážně zvýšením propulsivních sil pravděpodobně přes supraspinální struktury – mesencefalická a subtalamické motorické oblasti (Varraine et al. in Bank, Roerdink, Peper, 2011, p. 167). Nedávné výsledky ukazují, že pacientům po cévních mozkových příhodách činí mnohem větší potíže iniciální úpravy motorického projevu paretické dolní končetiny, zejména při reakci vyžadující zkrácení délky kroku (Roerdink et al., 2009, s. 676), jelikož kortikospinální dráhy mající projekce na paretickou stranu jsou u těchto pacientů poškozeny.

Názor, že zrak hraje dominantní roli v multisenzorickém vnímání okolí, vyvrátili ve své studii Shams, Kamitani, Shimojo, kde prokázali, že akustické informace mohou

kvalitativně změnit vnímání vizuálního podnětu k vytvoření podmanivé vizuální iluze. Ukázalo se, že pokud je zrakový stimul doprovázen více zvukovými podněty, je působící zrakový stimul nesprávně vnímán jako více podnětů – např. je-li jeden záblesk doprovázen dvěma zvukovými signály, je tento záblesk v konečném důsledku vnímán jako záblesky dva. Nálezy tedy ukazují, že vizuální vnímání lze ovlivnit jinými smyslovými modalitami (Shams, Kamitani, Shimojo, 2000, p. 788). Stejně tak je ovlivňováno prostorové akustické vnímání vizuálními podněty. Například, jsou-li akustické a vizuální podněty prezentovány synchronně, ale z různých míst v prostoru, je percepce akustické informace chybně směřována k působišti vizuálních podnětů – „efekt břichomluvectví“ (Kitagawa & Ichihara, 2002, p. 172). Jak přesně jsou tyto vizuální a akustické interakce v CNS realizovány, není dosud plně objasněno. Předpokládá se, že speciální multimodální neurony centrální nervové soustavy kombinují informace ze dvou modalit a generují vjem jednoho objektu. Iluze vyvolané zrakovými a sluchovými podněty mohou i po relativně krátké době expozice nesourodými bimodálními podněty přetrvávat. Jedním z možných vysvětlení, jak k tomuto přetrvávajícímu efektu může docházet je, že v multimodálních neuronech mozku dojde ke změně preference během expozice rozcházejících se podnětů a tento posun se následně projeví v absenci korektivní zpětné vazby (Recanzone, 2003, p. 1092; Shams et al., 2001, p. 3849).

Shams et al. (2001, p. 3852) se z výsledků své studie domnívají, že činnost v oblasti vizuálního kortexu může být modulována auditivními vstupy. Jejich zjištění je v rozporu s dřívějším názorem, že jednotlivé smyslové modalities fungují nezávisle na sobě a ke konvergenci jednotlivých informací dochází až v pozdních fázích percepčního zpracování. Stále přibývá důkazů o tom, že oblasti mozku, které byly dříve považovány za „unimodální“, jsou aktivovány či modulovány i vstupy z jiných smyslových modalit (Lewis, Beauchamp, DeYoe, 2000, p. 878; Calvert et al. in Kitagawa & Ichihara, 2002, p. 174; Macaluso, Frith, Driver in Kitagawa & Ichihara, 2002, p. 174). Předpokládá se, že aktivita unimodální korové oblasti je ovlivňována zpětnovazebnými projekcemi z oblastí multimodálních (Driver & Spence, 2000, p. 733; Calvert, Brammer, Campbell, 2000, p. 655; Macaluso & Driver, 2005, p. 264).

### 5.3 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub> – H<sub>06</sub>

V této kapitole se snažíme o porovnání testu Timed Up and Go před terapií chůze na chodícím pásu C-mill a po ní ve všech třech testovaných situacích. Kognitivní úkol při testu TUG sloužil k lepšímu ozřejmení funkčního stavu jedince – jeho náchylnosti k pádům a schopnosti zvládat složité náročné situace.

Schopnost chůze může být kvalitativně i kvantitativně hodnocena pomocí různých klinických i laboratorních testů. Ve většině studií hodnotících chůzi hemiparetických pacientů bylo použito funkčních testů, jako je Rivermead Mobility Index, Barthel Index, Test funkční nezávislosti a Timed Up and Go test. Výhodou těchto testů je jejich snadná použitelnost a cenová dostupnost. Nejrozšířenější kvalitativní metoda odrážející schopnost chůze u pacientů po CMP je měření její rychlosti (Van Peppen et al., 2004, p. 851), které se ukazuje jako spolehlivý ukazatel funkčního stavu pacienta (Bohannon; Wade in Yavuzer, 2007, p. 4). Proto byl i v našem měření pro posouzení funkčního stavu jedince zvolen test Timed Up and Go. Rychlost chůze může být ovlivněna mnoha faktory od primárního poškození mozkové tkáně (porušené selektivní řízení pohybu, snížení balančních schopností) až k sekundárnímu vzniku kompenzačních mechanismů (Kwakkel & Wagenaar, 2002, p. 433). Brandstater et al. in Reisman et al. (2007, p. 1871) uvádí, že rychlost hemiparetické chůze je závislá na stupni motorického poškození. Reisman et al. (2007, p. 1871) však předpokládají, že stupeň motorického postižení ani rychlost chůze nekoreluje se schopností lokomotorické adaptace.

Kang et al. ve své studii poukazují na dosažení vyšších rychlostí u chronických pacientů po CMP při chůzi na chodícím pásu s vizuální stimulací než bez ní. Skupina pacientů podstupující terapii chůze s vizuální zpětnou vazbou vykazovala i po ukončení terapie výrazné snížení doby trvání testu TUG než skupina pacientů podstupující terapii bez zrakové stimulace (Kang et al., 2011, p. 251). Sníženou délku trvání Timed Up and Go testu jsme pozorovali i v našem testovaném souboru, kdy došlo ke zlepšení funkčního stavu jedince již po 12 minutové terapii na chodícím pásu s využitím vizuálních stop. Rozdíl v rychlosti chůze v testu TUG před a po terapii byl signifikantní u všech tří typů terapie. Zvýšení rychlosti chůze po provedené terapii mohlo být mimo jiné způsobeno snížením pravolevé asymetrie časoprostorových charakteristik krokového cyklu. Lokomoce jedince tak klade menší energetické

nároky, lokomotorický projev se více blíží fyziologii, stává se bezpečnějším a tím pádem i rychlejším. K nejvýraznějšímu snížení doby trvání testu však došlo po terapii chůze využívající vizuální stimulaci. V průměru došlo v testovaném souboru po terapii chůze s využitím nášlapných kamenů ke snížení doby trvání testu TUG o 1,66 s.

Výrazně nižší doba trvání byla prokázána i při testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem po všech třech typech terapie chůze na chodícím pásu. V porovnání s testem TUG bez kognitivního úkolu byla délka trvání testu obecně vyšší. Jedním z možných vysvětlení může být fakt, že snížením rychlosti chůze si testovaný jedinec zajišťuje vyšší stabilitu, aby mohl lépe soustředit svou pozornost na vykonání kognitivního úkolu. K nejvýraznějšímu snížení doby trvání testu TUG s kognitivním úkolem došlo po terapii chůze využívající stimulaci pomocí metronomu. V průměru došlo v testovaném souboru po terapii chůze s využitím metronomu ke snížení doby trvání testu TUG o 1,54 s. Otázkou však zůstává, zda akustická stimulace nehraje roli i na mluvený projev pacienta, jelikož po terapii využívající metronom došlo k nejvýraznějšímu zlepšení právě v testu TUG s kognitivním úkolem. Domníváme se, že pozitivní vliv zvukové stimulace může působit na plynulejší mluvený projev pacientů po cévní mozkové příhodě. Pozornost soustředěná na vykonání kognitivního úkolu již nemusí být tak velká a může dojít ke zvýšení rychlosti chůze se zachováním dostatečné stability.

Většina dřívějších publikací pojednávající o chůzi se jen velmi málo zabývá kognitivními funkcemi. V posledních letech je však pozornost směřována na poruchy těchto funkcí a jejich dopad na lokomoční vzor jedince. Na chůzi již není pohlíženo jen z pohledu biomechanického, ale stále více je uznávána i role kognitivních funkcí. Zejména řídicí funkce a pozornost znatelně ovlivňují lokomoční projev (Yogev-Seligmann et al., 2010, p. 178). I u mladých zdravých jedinců bylo prokázáno zpomalení rychlosti chůze při současném provádění kognitivního úkolu (Woollacott & Shumway-Cook, 2002, p. 2 – 4; Abernethy, Hanna, Plooy, 2002, p. 262; Beauchet et al., 2005, p. 2), což potvrzuje myšlenku, že kortikální funkce ovlivňují lokomoční projev. U starších zdravých osob, a ještě ve větší míře u pacientů s neurologickými poruchami, nedochází pouze ke zpomalení chůze a prodloužení fáze dvojí opory, ale také ke snížení stability (Yogev-Seligmann et al., 2010, p. 178). Přestože mechanismy provázející reakce na vykonání dvojitého úkolu (tzv. dual task) nejsou doposud plně objasněny (Hausdorff et al., 2008, p. 1335), posouzení schopnosti provedení tohoto

úkolů může poskytnout cenné informace o charakteru chůze a rizicích pádu, které nemusí být patrné při běžném vyšetření (Shumway-Cook et al., 1997, p. 232).

Současné provádění dvou a více úkolů může vést k vzájemnému střetu, je tedy třeba vyhodnotit, který z úkolů bude prioritní, zejména pokud je narušeno zpracování informace (Pashler, 1994, p. 220). Bloem et al. (2001, p. 192) uvádí, že u mladších i starších osob je spontánně upřednostňována stabilita chůze nad kognitivním úkolem. Tuto strategii, při které je prioritní zabezpečení těla v prostoru, poprvé popsala Shumway-Cook et al. (1997, p. 232) a její důležitost dává do souvislosti se zabráněním ztráty rovnováhy. Yogev-Seligmann et al. poukazují na fakt, že změny rychlosti chůze během reakce na jiné pokyny jsou u seniorů obecně menší, což naznačuje sníženou schopnost stanovit priority a rozdělit pozornost mezi různé úkoly. Upozorňují také na sníženou schopnost prioritního zabezpečení těla u starších jedinců, zvýšenou variabilitu chůze a vyšší riziko pádu při provádění dvojitého úkolu (Yogev-Seligmann et al., 2010, p. 183).

Bloem et al. předpokládají, že u pacientů bez poškození kognitivních funkcí je výhodnější pro vyšetření rizika pádů použití kombinace dvou různých motorických úkolů, jelikož u těchto pacientů při použití motorického úkolu s úkolem kognitivním se náchylnost k pádům nemusí projevit. Riziko pádů se v každodenním životě jedince nejlépe ozřejmí testy, které představují složité životní situace (Bloem et al., 2001, p. 192). Jelikož náš testovaný soubor tvořili pacienti po cévní mozkové příhodě, kde určité poškození kognitivních funkcí předpokládáme, zvolili jsme pro zhodnocení funkčního stavu těchto jedinců kombinaci motorického úkolu s úkolem kognitivním.

Cévní mozková příhoda má negativní dopad i na psychiku jedince. Hausdorff et al. uvádějí, že na provedení dvojího úkolu má vliv mimo jiné i emoční rozpoložení. Kognitivní a motorický projev je ovlivňován úzkostí, strachem a depresemi. Bylo zjištěno, že pacienti trpící depresemi vykazují pomalejší vzor chůze, reakce na kognitivní úkol trvá u těchto jedinců delší dobu a strach z pádů výrazně narušuje lokomoční vzor (Hausdorff et al., 2008, p. 1338). Osoby po iktu často trpí depresemi, úzkostí a někdy se dokonce objevují až známky agrese. Mívají také větší sklony k emocionální labilitě a apatii. Není proto vyloučeno, že rozdíly naměřených časů v TUG testech při jednotlivých terapiích – probíhajících každá v jiný den – nemohou být způsobeny mimo jiné i rozdílným emocionálním rozpoložením jedince.

## ZÁVĚR

Cílem naší práce bylo posoudit vliv terapie na chodícím pásu na lokomoční aktivitu pacientů po CMP. V našem výzkumu jsme potvrdili, že využití chodícího pásu může vést ke zkvalitnění rehabilitace chůze u těchto jedinců. U každého z pacientů jsme prováděli tři druhy terapie s využitím sensorické stimulace. Testovali jsme chůzi stimulovanou metronomem, vizuálními stopami a kombinací metronomu a vizuálních stop. Zaměřili jsme se na změny asymetrie časoprostorových charakteristik chůze po jednotlivých terapiích. Sledovali jsme dva hlavní parametry: délku kroku a dobu kontaktu. K nejvýraznějšímu poklesu asymetrie v parametru délka kroku došlo po terapii stimulované vizuálními stopami. Největší změnu v parametru doba kontaktu jsme zaznamenali po terapii chůze s využitím metronomu. Rozdíly po jednotlivých terapiích však nebyly prokázány jako statisticky významné. K objektivizaci funkčních parametrů chůze byl použit test Timed Up and Go (TUG) bez a s kognitivním úkolem. Nejlepších funkčních výsledků dosahovali pacienti v testu TUG po terapii chůze s využitím vizuálních stop. Stimulace chůze pomocí metronomu se jevila jako neúčinnější v testu TUG s kognitivním úkolem. Při hodnocení jednotlivých terapií na funkční parametry chůze jsme dosáhli hladiny statistické významnosti u všech typů sensorických stimulací.

Z výsledků našeho měření jsme vyzorovali silnější vliv stimulace pomocí metronomu na parametry časové. Prostorové parametry chůze byly naopak nejvíce ovlivněny stimulací vizuální. Z našeho pozorování můžeme vyvodit i určité závěry pro praxi. Je-li cílem u pacienta po CMP primárně ovlivnit délku kroku, jeví se použití vizuální stimulace při chůzi jako účinná metoda. Pokud by terapeutický záměr byl spíše ovlivnit dobu kontaktu, zdá se být výhodnější využití stimulace akustické.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ABERNETHY, B., HANNA, A., PLOOY, A. 2002. The Attentional Demands of Preferred and Non-Preferred Gait Patterns. *Gait & Posture* [on-line]. 2002, vol. 15, no. 3, pp. 256 – 265. [cit. 3. 4. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001953>.

AMBLER, Z. 2001. *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2001. 399 s. ISBN 80-246-0080-3.

BANK, P. J. M., ROERDINK, M., PEPER, C. E. 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. 17. 1. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-010-2531-9>.

BEAUCHET, O., DUBOST, V., HERRMANN, F., KRESSIG, R. W. 2005. Stride-to-Stride Variability while Backward Counting Among Healthy Young Adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 2005, vol. 2, no. 26, pp. 1 – 8. [cit. 3. 5. 2013]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1190208/>.

BLOEM, B. R., VALKENBURG, V. V., SLABBEKOORN, M., WILLEMSEN, M. D. 2001. The Multiple Tasks Test Development and Normal Strategies. *Gait & Posture* [on-line]. 2001, vol. 14, no. 3, pp. 191 – 202. [cit. 3. 5. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001412>.

BUURKE, J. H. 2005. Recovery of Walking After Stroke – What Really Changes? In: Jaap H. BUURKE. *Walking After Stroke – Co-ordination Patterns & Functional Recovery* [online]. The Netherlands: University of Twente, pp. 37 – 52 [cit. 5. 10. 2012]. ISBN 90-365-2140-8. Dostupné z: <http://eprints.eemcs.utwente.nl/18674/>.

CALAUTTI, C., NACCARATO, M., JONES, P. S., SHARMA, N., DAY, D. D., CARPENTER, A. T., BULLMORE, E. T., WARBURTON, E. A., BARTON, J. 2007. The Relationship between Motor Deficit and Hemisphere Activation Balance after Stroke: A 3T fMRI Study. *NeuroImage* [on-line]. 2007, vol. 34, no. 1,



pp. 322 – 331. [cit. 14. 4. 2013]. ISSN 1095-9572. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811906008925>.

CALVERT, G. A., CAMPBELL, R., BRAMMER, M. J. 2000. Evidence from Functional Magnetic Resonance Imaging of Crossmodal Binding in the Human Heteromodal Cortex. *Current Biology* [on-line]. 2000, vol. 10, no. 11, pp. 649 – 657. [cit. 31. 3. 2013]. ISSN 0960-9822. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=https://www.sfu.ca/~jmcd/courses/382/readings/Calvert\\_2000.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=https://www.sfu.ca/~jmcd/courses/382/readings/Calvert_2000.pdf).

CAREY, L. M., ABBOTT, D. F., EGAN, D. F., O'KEEFE, G. J., JACKSON, G. D., BERNHARDT, J., DONNAN, G. A. 2006. Evolution of Brain Activation with Good and Poor Motor Recovery after Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2006, vol. 20, no. 1, pp. 24 – 41. [cit. 13. 4. 2013]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/20/1/24.full.pdf+html>.

CARRARO, L. 2002. *Obnova pohybu po cévní mozkové příhodě*. 1. vyd. Praha: Rehalb o.p.s., 2002. 125 s. ISBN neuvedeno.

COURTINE, G., SCHIEPPATI, M. 2004. Tuning of a Basic Coordination Pattern Construct Straight-Ahead and Curved Walking in Humans. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2004, vol. 91, no. 4, pp. 1524 – 1535. [cit. 20. 1. 2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14668296>.

DICKSTEIN, R., PLAX, M. 2012. Metronome Rate and Walking Foot Contact Time in Young Adults. *Perceptual and Motor Skills* [on-line]. 2012, vol. 114, no. 1, pp. 21 – 28. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=a680ec8d-9191-4c33-aa40-5d6fb898c40a%40sessionmgr198&vid=1&hid=102v>.

DONELAN, J. M., KRAM, R., KUO, A. D. 2001. Mechanical and Metabolic Determinants of the Preferred Step Width in Human Walking. *Proceedings of the Royal Society* [on-line]. 2001, vol. 268, no. 1480, pp. 1985 – 1992. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 1471-2954. Dostupné z: <http://rspb.royalsocietypublishing.org/content/268/1480/1985.full.pdf+html>.

DRIVER, J., SPENCE, CH. 2000. Multisensory Perception: Beyond Modularity and Convergence. *Current Biology* [on-line]. 2000, vol. 10, no. 20, pp. 731 – 735. [cit. 31. 3. 2013]. ISSN 0960-9822. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960982200007405>.

DUFEK, M. 2002. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. *Interní medicína – mezioborové přehledy*. 2002, roč. 4, č. 6, s. 5 – 10. ISSN 1803-5856.

ELLIOTT, M. T., WING, A. M., WELCHMAN, A. E. 2010. Multisensory Cues Improve Sensorimotor Synchronisation. *European Journal of Neuroscience* [on-line]. 2010, vol. 31, no. 10, pp. 1828 – 1835. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1460-9568. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1460-9568.2010.07205.x/full>.

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of Human Movement*. 3<sup>rd</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 556 pp. ISBN 0-7360-0251-0.

ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4<sup>th</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. 569 pp. ISBN 978-0-7360-6679-2.

ENZINGER, CH., DAWES, H., JOHANSEN-BERG, H., WADE, D., BOGDANOVIC, M., COLLETT, J., GUY, C., KISCHKA, U., ROPELE, S., FAZEKAS, F., MATTHEWS, P. M. 2009. Brain Activity Changes Associated with Treadmill Training After Stroke. *Stroke* [on-line]. 2009, vol. 40, no. 7, pp. 2460 – 2467. [cit. 14. 4. 2013]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/40/7/2460>.

FENDRICH, R., CORBALLIS, P. M. 2001. The Temporal Cross-Capture of Audition and Vision. *Attention, Perception & Psychophysic* [on-line]. 2001, vol. 63, no. 4, pp. 719 – 725. [cit. 15. 3. 2013]. ISSN 1943-393X. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.3758%2FBF03194432?LI=true#page-1>.

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* [on-line]. 2007, vol. 26, no. 1, pp. 150 – 155. [cit. 3. 1. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16996270>.

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

GIULIANI, C. A. 1990. Adult Hemiplegic Gait. In SMIDT, G. L. *Gait in Rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. Edinburg: Churchill Livingstone, 1990. pp. 253 – 266. ISBN 044308663X.

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. 12. 4. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2801%2976128-X/fulltext>.

HAART, M., GEURTS, A. C., HUIDEKOPER, S. C., FASOTTI, L., LIMBEEK, J. 2004. Recovery of Standing Balance in Postacute Stroke Patients: A Rehabilitation Cohort Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, vol. 85, no. 6, pp. 886 – 895. [cit. 4. 4. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2803%2900951-1/fulltext>.

HAUSDORFF, J. M., SCHWEIGER, A., HERMAN, T., YOGEV-SELIGMANN, G., GILADI, N. 2008. Dual Task Decrements in Gait among Healthy Older Adults: Contributing Factors. *The Journal of Gerontology: Series A* [online]. 2008, vol. 63, no. 12, pp. 1335 – 1343. [cit. 2. 5. 2013]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3181497/>.

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. 14. 4. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2806%2901337-2/fulltext>.

HORÁČEK, O., KOLÁŘ, P. 2009. Cévní onemocnění mozku. In KOLÁŘ, P., BITNAR, P., DYRHONOVÁ, O., HORÁČEK, O., KRÍŽ, J. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

HOVE, M. J., KRUMHANSL, C. L., SPIVEY, M. J. 2010. Compatibility of Motion Facilitates Visuomotor Synchronisation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* [online]. 2010, vol. 36, no. 6, pp. 1525 – 1534. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1939-1277. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://csjarchive.cogsci.rpi.edu/proceedings/2009/papers/140/paper140.pdf>.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005a. Gait Differences between Individuals with Post-Stroke Hemiparesis and Non-Disabled Controls at Matched Speeds. *Gait & Posture* [on-line]. 2005, vol. 22, no. 1, pp. 51 – 56. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204001171>.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005b. Gait Deviations Associated with Post-stroke Hemiparesis: Improvement during Treadmill Walking Using Weight Support, Speed, Support Stiffness, and Handrail Hold. *Gait & Posture* [on-line]. 2005, vol. 22, no. 1, pp. 57 – 62. [cit. 1. 2. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996593>.

CHEN, Y., REPP, B. H., PATEL, A. D. 2002. Spectral Decomposition of Variability in Synchronization and Continuation Tapping: Comparisons between Auditory and Visual Pacing and Feedback Conditions. *Human Movement Science* [on-line]. 2002, vol. 21, no. 4, pp. 515 – 532. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.haskins.yale.edu/Reprints/HL1268.pdf>

JEDLIČKA, P., KELLER, O. 2005. *Speciální neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén; Karolinum, 2005. 424 s. ISBN 80-246-1079-5 (Karolinum).

KALITA, Z. 1997. Cévní mozkové příhody – problém medicínský, nebo ekonomický? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1997, roč. 4, č. 1, s. 4 – 6. ISSN 1211-2658.

KALITA, Z. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2006. 623 s. 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. 3, pp. 246 – 255. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21971754>.

KAUTZ, S. A., DUNCAN, P. W., PERERA, S., NEPTUNE, R. R., STUDENSKI, S. A. 2005. Coordination of Hemiparetic Locomotion after Stroke Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2005, vol. 19, no. 3, pp. 250 – 258. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://146.6.83.23/~neptune/Papers/nnr19%283%29.pdf>.

KITAGAWA, N., ICHIHARA, S. 2002. Hearing Visual Motion in Dept. *Nature* [online]. 2002, vol. 416, no. 6877, pp. 172 – 174. [cit. 30. 3. 2013]. ISSN 1476-4687. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://localhopf.cns.nyu.edu/events/earclub/artfiles/Kitagawa2002.pdf>.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. vyd. Praha: Galén, 2011. 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.

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* [online]. 2002, vol. 82, no. 5, pp. 438 – 448. [cit. 12. 4. 2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11991797>.

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. 12. 2. 2013]. ISSN 0003-9829. Dostupné z: <http://www.architalbiol.org/index.php/aib/article/viewFile/485/442>.

LAM, T., ANDERSCHITZ, M., DIETZ, V. 2006. Contribution of Feedback and Feedforward Strategies to Locomotor Adaptations. *Journal of Neurophysiology*

[on-line]. 2006, vol. 95, no. 2, pp. 766 – 773. [cit. 19. 2. 2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16424453>.

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

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

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. 5<sup>th</sup> ed. Edinburg: Churchill Livingstone, 2012, 192 pp. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LEWIS, J. W., BEAUCHAMP, M. S., DEYOE, E. A. 2000. A Comparison of Visual and Auditory Motion Processing in Human Cerebral Cortex. *Cerebral Cortex* [on-line]. 2000, vol. 10 no. 9, pp. 873 – 888. [cit. 31. 3. 2013]. ISSN 1460-2199. Dostupné z: <http://cercor.oxfordjournals.org/content/10/9/873.full.pdf+html>.

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. 161, no. 2, pp. 193 – 200. [cit. 1. 5. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00221-004-2058-z.pdf>.

MACALUSO, E., DRIVER, J. 2005. Multisensory Spatial Interactions: A Window onto Functional Intergation in the Human Brain. *Trends in Neurosciences* [on-line]. 2005, vol. 28, no. 5, pp. 264 – 271. [cit. 1. 4. 2013]. ISSN 0166-2236. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=http://spin.ecn.purdue.edu/fmri/PDFLibrary/MacalusoE\\_TrendsNeurosci\\_2005\\_28\\_264\\_271.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=http://spin.ecn.purdue.edu/fmri/PDFLibrary/MacalusoE_TrendsNeurosci_2005_28_264_271.pdf).

MAURITZ, K. H. 2002. Gait Training in Hemiplegia. *European Journal of Neurology* [on-line]. 2002, vol. 9, no. 1, pp. 23 – 29. [cit. 22. 4. 2013]. ISSN 1468-1331. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=509c1c9d-4477-4438-8a25-c37d757d6dbf%40sessionmgr112&vid=1&hid=118>.

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.

- MEYER, G. F., WUERGER, S. M. 2001. Cross-Modal Integration of Auditory and Visual Motion Signals. *NeuroReport* [on-line]. 2001, vol. 12, no. 11, pp. 2557 – 2560. [cit. 30. 3. 2013]. ISSN 1473-558X. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=http://www.researchgate.net/publication/11848896\\_Cross-modal\\_integration\\_of\\_auditory\\_and\\_visual\\_motion\\_signals/file/9fcfd4ff1e7da8478d.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=http://www.researchgate.net/publication/11848896_Cross-modal_integration_of_auditory_and_visual_motion_signals/file/9fcfd4ff1e7da8478d.pdf).
- MILLS, P. M., BARRETT, R. S. 2001. Swing Phase Mechanics of Healthy Young and Elderly Men. *Human Movement Science* [on-line]. 2001, vol. 20, no. 4 – 5, pp. 427 – 466. [cit. 1. 5. 2013]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.edf.ufpr.br/mestrado/Referencias2006/AFS%2520Mills%2520et%2520al%25202001.pdf>.
- 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. 6. 1. 2013]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/content/26/36/9107>.
- PASHLER, H. 1994. Dual-Task Interference in Simple Tasks: Data and Theory. *Psychological Bulletin* [online]. 1994, vol. 116, no. 2, pp. 220 – 244. [cit. 6. 5. 2013]. ISSN 1552-7433. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.dc.uba.ar/materias/incc/practicas/p1/Pashler-PB1994.pdf>.
- PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2<sup>nd</sup> 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. 20. 1. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000106>.
- RAKÚS, A. 2009. Neuroplasticita. *Neurologie pro praxi*. 2009, roč. 10, č. 2, s. 83 – 85. ISSN 1213-1814.

RAYMOND, 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. 2013]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <http://jp.physoc.org/content/569/2/677.long>.

RECANZONE, G. H. 2003. Auditory Influences on Visual Temporal Rate Perception. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 2003, vol. 89, no. 2, pp. 1078 – 1093. [cit. 30. 3. 2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/89/2/1078.full.pdf+html>.

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. 12. 2012]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <http://brain.oxfordjournals.org/content/130/7/1861.short>.

REPP, B. H. 2003. Rate Limits in Sensorimotor Synchronization with Auditory and Visual Sequences: The Synchronization Threshold and the Benefits and Costs of Interval Subdivision. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2003, vol. 35, no. 4, pp. 355 – 370. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1940-1027. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.haskins.yale.edu/Reprints/HL1320.pdf>

REPP, B. H., PENEL, A. 2002. Auditory Dominance in Temporal Processing: New Evidence From Synchronization with Simultaneous Visual and Auditory Sequences. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* [online]. 2002, vol. 28, no. 5, pp. 1085 – 1099. [cit. 9. 3. 2013]. ISSN 1939-1277. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.haskins.yale.edu/Reprints/HL1265.pdf>

REPP, B. H., PENEL, A. 2004. Rhythmic Movement Is Attracted More Strongly To Auditory Than To Visual Rhythms. *Psychological Research* [online]. 2004, vol. 68, no. 4, pp. 252 – 270. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1430-2772. Dostupné z: <http://web.haskins.yale.edu/Reprints/HL1350.pdf>.

REYNOLDS, R. F., DAY, B. L. 2005. Rapid Visuo-Motor Processes Drive the Leg Regardless of Balance Constraints. *Current Biology* [on-line]. 2005, vol. 15, no. 2,



pp. 48 – 49. [cit. 1. 5. 2013]. ISSN 0960-9822. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=http://www.download.bham.ac.uk/les/sportex/Reynolds PDFs/ReynoldsDay\\_CB2005a.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=http://www.download.bham.ac.uk/les/sportex/Reynolds%20PDFs/ReynoldsDay_CB2005a.pdf).

RILEY, P. O., PAOLINI, G., CROCE, U. D., PAYLO, K. W., KERRIGAN, D. C. 2007. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Walking in Healthy Subjects. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 26, no. 1, pp. 17 – 24. [cit. 26. 4. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001457>.

ROERDINK, M. 2008. *Anchoring: Moving From Theory To Therapy* [online]. Ed. not available. Amsterdam: Vrije Universiteit, 2008. 233 pp. [cit. 22. 1. 2013]. ISBN 978-90-9023736-7. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=http://www.researchgate.net/publication/24220757\\_Rhythm\\_perturbations\\_in\\_acoustically\\_paced\\_treadmill\\_walking\\_after\\_stroke/file/79e415058614b882c4.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=http://www.researchgate.net/publication/24220757_Rhythm_perturbations_in_acoustically_paced_treadmill_walking_after_stroke/file/79e415058614b882c4.pdf).

ROERDINK, M., BANK, P. J. M., PEPPER, C. L. E., BEEK, P. J. 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. 1. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211000786>.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J., KORDELAR, J., ELICH, P., KONIJNENBELT, M., KWAKKEL, G., BEEK, P. J. 2009. Rhythm Perturbations in Acoustically Paced Treadmill Walking After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2009, vol. 23, no. 7, pp. 668 – 678. [cit. 13. 1. 2013]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19307435>.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J., KWAKKEL, G., WIERINGEN, P. C, BEEK, P. J. 2007. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 8, pp. 1009 – 1022. [cit. 9. 12. 2012]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/87/8/1009.full.pdf+html>.

SAVELBERG, H. H. C. M., VORSTENBOSCH, M. A. T. M., KAMMAN, E. H., WEIJER, J. G. W., SCHAMBARDT, H. C. 1998. Intra-Stride Belt-Speed Variation Affects Treadmill Locomotion. *Gait & Posture* [on-line]. 1998, vol. 7, no. 1, pp. 26 – 34. [cit. 3. 1. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000234>.

SHAMS, L., KAMITANI, Y., SHIMOJO, S. 2000. Illusions: What You See Is What You Hear. *Nature* [online]. 2000, vol. 408, no. 6814, p. 788. [cit. 30. 3. 2013]. ISSN 1476-4687. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.cns.atr.jp/~kmtn/pdf/shamsKamitaniShimojoNat00.pdf>.

SHAMS, L., KAMITANI, Y., THOMPSON, S., SHIMOJO, S. 2001. Sound Alters Visual Evoked Potentials in Human. *NeuroReport* [on-line]. 2001, vol. 12, no. 17, pp. 3849 – 3852. [cit. 30. 3. 2013]. ISSN 1473-558X. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://shamslab.psych.ucla.edu/publications/NeuroReport-reprint.pdf>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., KERNS, K. A., BALDWIN, M. 1997. The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journal of Gerontology: Series A* [online]. 1997, vol. 52, no. 4, pp. 232 – 240. [cit. 9. 5. 2013]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/52A/4/M232.full.pdf>.

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>.

SMIDT, G. L. 1990. *Gait in Rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. Edinburg: Churchill Livingstone, 1990. 329 pp. ISBN 044308663X.

STYNS, F., NOORDEN, L., MOELANTS, D., LEMAN, M. 2007. Walking on Music. *Human Movement Science* [on-line]. 2007, vol. 26, no. 5, pp. 769 – 785. [cit. 1. 5. 2013]. ISSN 0167-9457. Dostupné z:

<https://docs.google.com/viewer?url=https://biblio.ugent.be/publication/427154/file/448807.pdf>.

TERRIER, P. 2012. Step-to-Step Variability in Treadmill Walking: Influence of Rhythmic Auditory Cueing. *PLoS ONE* [on-line]. 2012, vol. 7, no. 10, pp. 1 – 9. [cit. 20. 1. 2013]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0047171>.

THAUT, M. H., McINTOSH, G. C., RICE, R. R. 1997. Rhythmic Facilitation of Gait Training in Hemiparetic Stroke Rehabilitation. *Journal of Neurological Sciences* [online]. 1997, vol. 151, no. 2, pp. 207 – 212. [cit. 13. 2. 2013]. ISSN 1590-3478. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022510X97001469#>.

TORRE, K., BALASUBRAMANIAM, R. 2009. Two Different Processes for Sensorimotor Synchronization in Continuous and Discontinuous Rhythmic Movements. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2009, vol. 199, no. 2, pp. 157 – 166. [cit. 1. 4. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: [https://docs.google.com/viewer?url=http://sensorimotor.mcmaster.ca/wordpress/wp-content/uploads/kjerstin\\_ebr2009.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=http://sensorimotor.mcmaster.ca/wordpress/wp-content/uploads/kjerstin_ebr2009.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., DRUGA, R., PFEIFFER, J. 1990. *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1990. 255 s. ISBN 80-201-0054-7.

TROJAN, S., POKORNÝ, J. 1997. Teoretický a klinický význam neuroplasticity. *Bratislavské lékařské listy* [on-line]. 1997, roč. 98, č. 12, s. 667 – 673. [cit. 17. 1. 2013]. ISSN 1336-0345. Dostupné z: <https://docs.google.com/viewer?url=http://www.bmj.sk/1997/09812-03.pdf>.

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. 12. 4. 2013].  
ISSN 1477-0873. Dostupné z:  
<https://docs.google.com/viewer?url=http://195.113.14.5/hendl/metodologie/disertace/doktorfyzioter236.pdf#page=23>.

VAŇÁSKOVÁ, E., TOŠNEROVÁ, V., BUKÁČ, J. 2003. Hodnocení nemocných po cévní mozkové příhodě testy soběstačnosti na lůžkovém rehabilitačním pracovišti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 2, s. 60 – 64. ISSN 1211-2658.

VAŇÁSKOVÁ, E., TOŠNEROVÁ, V., KRAJÍČKOVÁ, D., WABERŽINEK, G. 1997. Prognostické faktory u nemocných po cévní mozkové příhodě – předpověď výsledků rehabilitační péče. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1997, roč. 4, č. 3, s. 96 – 98. ISSN 1211-2658.

VARLET, M., MARIN, L., ISSARTEL, J., SCHMIDT, R. C., BARDY, B. G. 2012. Continuity of Visual and Auditory Rhythms Influences Sensorimotor Coordination. *PLoS ONE* [on-line]. 2012, vol. 7, no. 9, pp 1 – 10. [cit. 10. 3. 2013].  
ISSN 1932-6203. Dostupné z:  
<http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0044082>.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část) – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115 – 121. ISSN 1211-2658.

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

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

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. 2001, roč. 2, č. 4, s. 184 – 189. ISSN 1213-1814.

WADA, Y., KITAGAWA, N., NOGUCHI, K. 2003. Audio-Visual Integration in Temporal Perception. *International Journal of Psychophysiology* [on-line]. 2003, vol.

50, no. 1 – 2, pp. 117 – 124. [cit. 17. 3. 2013]. ISSN 2151-2124. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14511840>.

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. 9. 4. 2013]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <http://brain.oxfordjournals.org/content/126/6/1430.full.pdf+html>.

WEAVER, L. J., FERG, A. L. 2010. *Therapeutic Measurement and Testing: the Basics of ROM, MMT, Posture and Gait Analysis*. 1<sup>st</sup> ed. Clifton Park, N.Y.: Delmar, Cengage Learning, 2010. 437 pp. ISBN 9781418080808.

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

WING, A. M., DOUMAS, M., WELCHMAN, A. E. 2010. Combining Multisensory Temporal Information for Movement Synchronisation. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2010, vol. 200, no. 3 – 4, pp. 277 – 282. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-009-2134-5#page-1>.

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. 2. 5. 2013]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001564>.

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. 10. 4. 2013]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: [http://www.jpmps.org/pdf/pdf\\_PMJ\\_272.pdf](http://www.jpmps.org/pdf/pdf_PMJ_272.pdf).

YOGEV-SELIGMANN, G., ROTEM-GALILI, Y., MIRELMAN, A., DICKSTEIN, R., GILADI, N., HAUSDORFF, J. M. 2010. How Does Explicit Prioritization Alter Walking During Dual-Task Performance? Effects of Age and Sex on Gait Speed and Variability. *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 2, pp. 177 – 186. [cit. 2. 5. 2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/90/2/177.full.pdf+html>.

## SEZNAM ZKRATEK

a.	arteria
BBS	Berg Balance Scale
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
CPG	generátor vzorce pohybu
CT	Contact Time
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
m.	musculus
ncl.	nucleus
p	hladina statistické významnosti
pH	potenciál vodíku
RIND	reverzibilní ischemický neurologický deficit
SD	směrodatná odchylka
SL	Step Length
TIA	tranzitorní ischemická ataka
TUG	Timed Up and Go

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím metronomu na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu.....	43
<b>Graf 2</b> Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu.....	44
<b>Graf 3</b> Sloupcový graf efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na parametry krokového cyklu: délka kroku a doba kontaktu .....	45
<b>Graf 4</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím metronomu.....	47
<b>Graf 5</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,0003$ ) efektu terapie chůze s využitím metronomu na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem.....	48
<b>Graf 6</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,0003$ ) efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go .....	49
<b>Graf 7</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,002$ ) efektu terapie chůze s využitím vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem.....	50
<b>Graf 8</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go.....	51
<b>Graf 9</b> Krabicový graf signifikantního výsledku ( $p = 0,001$ ) efektu terapie chůze s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop na funkční parametry chůze v testu Timed Up and Go s kognitivním úkolem .....	52
<b>Graf 10</b> Srovnání testů Timed Up and Go u jednotlivých typů terapií .....	54
<b>Graf 11</b> Srovnání testů Timed Up and Go s kognitivním úkolem u jednotlivých typů terapií.....	55

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1</b> Jednooporová a dvouoporová fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 33) .....	18
<b>Obr. 2</b> Fáze krokového cyklu (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32) .....	19
<b>Obr. 3</b> Prostorové charakteristiky chůze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 34) .....	24
<b>Obr. 4, 5</b> Chodící pás C-mill ForceLink B.V. se zabudovanou silovou plošinou.....	39
<b>Obr. 6, 7</b> Terapie chůze na pásu C-mill ForceLink B.V.....	40



## SEZNAM TABULEK

<b>Tab. 1</b> Přehled vyšetřovaných pacientů .....	37
<b>Tab. 2</b> Výsledky Wilcoxonova párového testu pozorovaných parametrů délka kroku a doba kontaktu u jednotlivých typů terapie.....	46
<b>Tab. 3</b> Výsledky Wilcoxonova párového testu Timed Up and Go testů u jednotlivých typů terapie .....	53

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1.</b> Informovaný souhlas pacienta .....	91
<b>Příloha 2.</b> Formulář k testování Barg Balance Scale.....	92
<b>Příloha 3.</b> Tabulka kineziologického rozboru.....	96
<b>Příloha 4.</b> Modifikovaná Ashworthova škála .....	97
<b>Příloha 5.</b> Tabulky popisné statistiky .....	98

## PŘÍLOHY

### Příloha 1. Informovaný souhlas pacienta

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

#### **Poučení a souhlas probanda**

Pacient/pacientka ..... souhlasí s provedením funkčních testů a terapie chůze na chodníku C-mill v kineziologické laboratoři FNOL a zpracováním výsledků pro potřeby diplomové práce s názvem **Hodnocení efektivity terapie na chodícím pásu na časoprostorové charakteristiky chůze a funkční stav pacientů po CMP**, kterou zpracovává Bc. Vendula Dopitová pod odborným vedením Mgr. Martiny Markové.

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

## Příloha 2. Formulář k testování Berg Balance Scale

### Berg Balance Test

#### 1. Vertikalizace ze sedu do stoje

**Pokyn:** Použijte židli s opěradly a požádejte pacienta, aby z ní vstal. Pokud pacient vstane s pomocí opěradel, zeptejte se, zda může vstát i bez nich.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen se postavit a stabilizovat bez pomoci rukou
- (3) schopen se postavit a stabilizovat s použitím rukou
- (2) schopen se postavit s použitím rukou po několika pokusech
- (1) potřebuje minimální asistenci ke stoji nebo ke stabilizaci
- (0) potřebuje střední nebo maximální asistenci ke stoji

#### 2. Stoj bez opory

**Pokyn:** Stůjte dvě minuty bez držení a vnější opory.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen stát bezpečně 2 minuty
  - (3) schopen stát bezpečně 2 minuty s dohledem
  - (2) schopen stát 30 sekund bez opory
  - (1) potřebuje několik pokusů ke stoji 30 sekund bez opory
  - (0) není schopen stát 30 sekund bez opory
- Pokud je pacient schopen stát 2 minuty bezpečně, tak dejte plnou známku pro 3. úkol - sed bez opory. Pokračujte na 4. úkol - ze stoje se posadit.

#### 3. Sed bez opory s nohama na podlaze

**Pokyn:** Sedněte si se založenýma rukama na dvě minuty.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen sedět bezpečně 2 minuty
- (3) schopen sedět 2 minuty s dohledem
- (2) schopen sedět 30 sekund
- (1) schopen sedět 10 sekund
- (0) neschopen sedět bez opory 10 sekund

#### 4. Posadit se ze stoje

**Pokyn:** Prosím, posadte se.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) posadí se bezpečně s minimálním použitím rukou
- (3) kontroluje posazení s pomocí rukou
- (2) používá ke kontrole posazení kontakt zadních částí dolních končetin oproti židli
- (1) posadí se, ale má nekontrolované posazení
- (0) potřebuje pomoc při posazení

### 5. Přesuny

**Pokyn:** Prosím, přejděte z tohoto křesla (s područkami) k této židli (bez područek) a zase zpátky.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen přejít bezpečně jen s malým použitím rukou
- (3) schopen přejít bezpečně s použitím rukou
- (2) schopen přejít s verbální instrukcí nebo dohledem
- (1) potřebuje asistenci jedné osoby
- (0) potřebuje asistenci dvou osob

### 6. Stoj bez opory se zavřenýma očima

**Pokyn:** Zavřete oči a stůjte po dobu 10 sekund.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen stát bezpečně 10 sekund
- (3) schopen stát 10 sekund s dohledem
- (2) schopen stát 3 sekundy
- (1) neschopen stát 3 sekundy
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

### 7. Stoj bez opory s nohama u sebe

**Pokyn:** Dejte nohy k sobě a stůjte bez držení a vnější opory.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen umístit nohy k sobě a stát bezpečně 1 minutu
- (3) schopen umístit nohy k sobě a stát 1 minutu s dohledem
- (2) schopen umístit nohy k sobě, ale není schopen stát po dobu 30 sekund
- (1) potřebuje pomoc k dosažení pozice, ale může stát 15 sekund s nohama u sebe
- (0) potřebuje pomoc k dosažení pozice a není schopen stát 15 sekund

Následující úkoly se provádějí ve stoji bez opory.

### 8. Dosah vpřed s nataženou paží

**Pokyn:** Zdvihněte paži před sebe do 90°. Natáhněte prsty a dosáhněte dopředu tak daleko, jak můžete. Jakmile je paže ve flexi 90°, vyšetřující umístí pravítka ke konečkům prstů. Prsty se nesmí dotýkat pravítka, vyšetřovaný se snaží o maximální dosah paží vpřed i s maximálním nakloněním trupu. Zaznamenáme vzdálenost mezi výchozí a konečnou polohou konců prstů.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- (4) schopen dosáhnout dopředu s jistotou > 30 cm
- (3) dostanete se dopředu > 15 cm
- (2) dostanete se dopředu > 6 cm
- (1) dosáhne dopředu, ale potřebuje dohled
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

### 9. Zvednutí předmětu z podlahy

**Pokyn:** Zvedněte botu / papuč, která je umístěna před vašimi chodidly.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- 
- (4) schopen zvednout bezpečně a snadno
  - (3) schopen zvednout, ale potřebuje dohled
  - (2) nezvedne, ale dosahuje 3 až 6 cm od boty a udrží rovnováhu
  - (1) nezvedne, potřebuje dohled, ale snaží se
  - (0) neschopen vyzkoušet – potřebuje asistenci, aby neupadl

### 10. Pohled přes levé a pravé rameno

**Pokyn:** Otočte se a podívejte se za sebe přes levé rameno. Totéž opakujte doprava.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- 
- (4) podívá se přes obě ramena, přenos váhy zvládá dobře
  - (3) podívá se pouze přes jedno rameno, na druhé straně vážně přenos zatížení
  - (2) podívá se stranou, ale udrží rovnováhu
  - (1) nutný dohled při otáčení
  - (0) potřebuje asistenci, aby neupadl

### 11. Otočení o 360 stupňů

**Pokyn:** Otočte se kolem dokola. Pauza. Totéž opakujte v opačném směru.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- 
- (4) otočí se o 360° na obě strany < 4 sekundy
  - (3) otočí se o 360° pouze na jednu stranu < 4 sekundy
  - (2) otočí se o 360°, ale pomaleji
  - (1) vyžaduje dohled či slovní doprovod
  - (0) potřebuje pomoc při otáčení

### 12. Ná kroky na schod

**Pokyn:** Pokládejte střídavě nohy na schod. Pokračujte, dokud se každá noha nedotkne schodu čtyřikrát z celkem osmi ná kroků.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- 
- (4) schopen bezpečně dokončit 8 ná kroků do 20 sekund
  - (3) schopen bezpečně dokončit 8 ná kroků za více než 20 sekund
  - (2) schopen dokončit 4 ná kroky bez opory a dozoru
  - (1) schopen dokončit více než 2 ná kroky s minimální asistencí
  - (0) potřebuje pomoc, aby neupadl / neschopen vyzkoušet

### **13. Stoj v tandemu (jedna noha před druhou)**

**Pokyn:** (Názorně ukázat) Umístěte jednu nohu přímo před druhou. Pokud máte pocit, že není možné vaši nohu takto umístit, zkuste krok dopředu tak, že pata vaší přední nohy bude před prsty druhé nohy.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- \_\_\_\_\_
- (4) schopen umístit nohy do tandemu a ustát 30 sekund
  - (3) schopen umístit jednu nohu před druhou a ustát 30 sekund
  - (2) schopen provést malý krok vpřed a samostatně ustát 30 sekund
  - (1) potřebuje pomoc při kroku, ale udrží 15 sekund
  - (0) ztrácí rovnováhu během kroku či stoje

### **14. Stoj na jedné noze**

**Pokyn:** Stůjte na jedné noze, tak dlouho, jak můžete, aniž byste se něčeho přidržovali.

**Hodnocení:** označte nejnižší stupeň, kterého bylo dosaženo.

- \_\_\_\_\_
- (4) samostatný stoj déle než 10 sekund
  - (3) samostatný stoj 5 – 10 sekund
  - (2) samostatný stoj 3 – 5 sekund
  - (1) snaží se zvednout nohu, není schopen udržet 3 sekundy, ale zůstává stát samostatně
  - (0) potřebuje pomoc, aby neupadl / neschopen vyzkoušet

\_\_\_\_\_ **Celkové skóre (56)**

**Příloha 3.** Tabulka kineziologického rozboru

n	later.	p.	věk	základní diagnoza	doba od vzniku CMP	dříve CMP	pomůcka pro chůzi	afázie	porucha čítí	spasticita	chůze
1	sin	Ž	55	i ACM dx.	3 t	ne	1FB	ne	ne	ne	do 1 km
2	sin	M	64	i ACM dx.	3 t	ne	1 FB	ne	ne	ne	do 1 km
3	dx	M	40	i ACM sin.	3 m	ne	ne	ne	ne	AŠ – 1+	nad 1km
4	dx	M	51	i ACM sin.	8 m	ne	ne	motorická	ne	AŠ – 1+	nad 1km
5	dx	Ž	30	i ACP sin.	6 t	ne	ne	ne	ne	ne	nad 1km
6	dx	Ž	75	i ACM sin.	11 m	před 20 lety	VH	ne	ne	AŠ - 2	do 1 km
7	dx	M	40	h BG (putamen)	2 t	ne	1FB	motorická	ne	ne	do 1 km
8	dx	M	40	i ACM sin.	3 t	před 3 m	1FB	motorická	povrchové (akrum pDK)	ne	nad 1km
9	dx	M	54	i ACM sin.	4 t	ne	ne	motorická	povrchové (akrum pDK)	ne	nad 1km
10	dx	M	49	i ACM sin.	3 t	ne	ne	ne	ne	ne	do 1 km
11	dx	M	40	h BG (putamen)	2 m	ne	ne	ne	ne	ne	nad 1km
12	dx	M	41	i ACM sin.	4 t	ne	1FB	motorická	ne	ne	do 1 km
13	dx	M	63	i ACM sin.	4 t	ne	1FB	motorická	povrchové (akrum pDK)	ne	do 1 km
14	dx	Ž	44	i ACM sin.	1 t	ne	1FB	motorická	ne	ne	do 1 km
15	dx	M	57	i ACM sin.	7 m	ne	ne	ne	ne	AŠ – 1+	nad 1km
16	sin	M	47	i ACM dx.	2 roky 8 m	ne	ne	ne	ne	ne	nad 1km
17	sin	Ž	76	i ACM dx.	2 t	ne	ne	ne	povrchové (akrum IDK)	ne	do 1 km

**Legenda k Příloze 3:**

**n** – počet měřených osob, **later.** – strana postižená hemiparézou, **i** – ischemické onemocnění mozku, **h** – hemoragické onemocnění mozku, **ACM** – arteria cerebri media, **ACP** – arteria cerebri posterior, **BG** – bazální ganglia, **sin.** – sinistra (levá strana), **dx.** – dextra (pravá strana), **t** – týden, **m** – měsíc, **FH** – francouzská hůl, **VH** – vycházková hůl, **pDK** – pravá dolní končetina, **IDK** – levá dolní končetina, **AŠ** – modifikovaná Ashworthova škála pro hodnocení spasticity, **km** – kilometr.



#### **Příloha 4.** Modifikovaná Ashworthova škála

Stupeň	Klinický nález
0	bez zvýšení svalového napětí
1	lehký nárůst svalového napětí, minimální odpor na konci rozsahu pohybu
1+	lehký nárůst svalového napětí, minimální odpor během celého rozsahu pohybu
2	výraznější vzestup svalového napětí, pasivní pohyb je snadno proveditelný
3	podstatný vzestup svalového napětí, pohyb je těžko proveditelný
4	postižená končetina je fixována v určitém postavení, pasivní pohyb je nemožný

## Příloha 5. Tabulky popisné statistiky

**Tabulka I.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry při terapii s využitím metronomu

Proměnná	Průměr	Min.	Max.	Sm. odchylka
SL před terapií [%]	5,72	0,30	13,30	4,19
SL po terapii [%]	8,09	0,50	26,00	6,95
CT před terapií [%]	4,65	0,10	20,10	5,62
CT po terapii [%]	4,38	0,10	24,30	6,16
TUG před terapií [s]	11,60	6,38	21,24	4,39
TUG po terapii [s]	10,55	6,46	18,63	3,74
TUG kognit. před terapií [s]	12,65	7,25	22,94	4,66
TUG kognit. po terapii [s]	11,11	6,61	19,40	3,97

### Legenda k tabulce I:

**SL** – délka kroku, **CT** – doba kontaktu, **TUG** – Timed Up and Go test, **TUG kognit.** – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem, **Min.** – minimum, **Max.** – maximum, **Sm. odchylka** – směrodatná odchylka.

**Tabulka II.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry při terapii s využitím vizuálních stop

Proměnná	Průměr	Min.	Max.	Sm. odchylka
SL před terapií [%]	7,24	0,00	23,30	6,23
SL po terapii [%]	6,11	0,50	17,60	4,54
CT před terapií [%]	6,85	0,30	33,40	8,16
CT po terapii [%]	5,28	0,20	18,10	5,81
TUG před terapií [s]	12,55	7,73	24,71	5,26
TUG po terapii [s]	10,89	7,00	21,08	4,27
TUG kognit. před terapií [s]	13,43	6,96	25,05	5,81
TUG kognit. po terapii [s]	11,68	7,14	21,47	4,52

### Legenda k tabulce II:

**SL** – délka kroku, **CT** – doba kontaktu, **TUG** – Timed Up and Go test, **TUG kognit.** – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem, **Min.** – minimum, **Max.** – maximum, **Sm. odchylka** – směrodatná odchylka.

**Tabulka III.** Popisná statistika pro jednotlivé parametry při terapii s využitím kombinace metronomu a vizuálních stop

<b>Proměnná</b>	<b>Průměr</b>	<b>Min.</b>	<b>Max.</b>	<b>Sm. odchylka</b>
SL před terapií [%]	5,72	0,30	13,30	4,19
SL po terapii [%]	8,09	0,50	26,00	6,95
CT před terapií [%]	4,65	0,10	20,10	5,62
CT po terapii [%]	4,38	0,10	24,30	6,16
TUG před terapií [s]	11,60	6,38	21,24	4,39
TUG po terapii [s]	10,55	6,46	18,63	3,74
TUG kognit. před terapií [s]	12,65	7,25	22,94	4,66
TUG kognit. po terapii [s]	11,11	6,61	19,40	3,97

**Legenda k tabulce III:**

**SL** – délka kroku, **CT** – doba kontaktu, **TUG** – Timed Up and Go test, **TUG kognit.** – Timed Up and Go test s kognitivním úkolem, **Min.** – minimum, **Max.** – maximum, **Sm. odchylka** – směrodatná odchylka.