

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

Bc. Alžběta Bůžková

**Ovlivnění chůze u pacientů v chronické fázi CMP**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Luboš Spisar

Olomouc 2014

## **ANOTACE:**

**Název práce:** Ovlivnění chůze u pacientů v chronické fázi CMP

**Název práce v AJ:** Influence gait in chronic stroke patients

**Datum zadání:** 31. 1. 2013

**Datum odevzdání:** 16. 5. 2014

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav Fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Alžběta Bůžková

**Vedoucí práce:** Mgr. Luboš Spisar

**Oponent práce:** Mgr. Iveta Lerchová

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce se zabývá vlivem terapie chůze s využitím chodícího pásu C-mill u jedinců v chronické fázi cévní mozkové příhody. Teoretická část shrnuje základní poznatky o cévní mozkové příhodě, o patofyziologii jejího vzniku a dopadu tohoto onemocnění na hybný systém člověka. Dále obsahuje vývojové a časoprostorové charakteristiky chůze, ať za fyziologických či patologických podmínek. A rovněž nabízí základní nástin možností rehabilitace chůze u jedinců po cévní mozkové příhodě. Experimentální část práce se zabývá vlivem vizuálně stimulované chůze na chodícím pásu C-mill na změny časoprostorových parametrů chůze při šesti týdenní terapii. Měření se zúčastnilo celkem 10 probandů. Pomocí časoprostorových parametrů chůze na chodícím pásu a funkčních testů chůze byl hodnocen efekt a vliv terapie. Výsledky našeho měření naznačují pozitivní vliv terapie chůze u probandů v chronické fázi cévní mozkové příhody, který se nejprokazatelněji projevil u změny délky kroku a parametru contact time paretické i neparetické dolní končetiny. Volba vizuálních prvků terapie a chodícího pásu C-mill, které byly využity pro terapii chůze pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody, byl touto prací potvrzen. Zahraniční studie, s jejichž poznatky jsme naše výsledky porovnávali, byly vyhledány zejména v databázích PubMed, Web of Science, MEDLINE.

**Abstrakt v AJ:** The diploma thesis deals with the impact of walk therapy using the treadmill of type C-mill among patients in chronic phase of cerebral vascular accident. The theoretical part summarizes essential knowledge of cerebral vascular accident,

pathophysiology of its development and the impact of this disorder on human motility system. It further contains developmental and spatiotemporal characteristics of walk, related both to physiological and pathological conditions. There is also offered a basic outline of walk rehabilitation opportunities for patients after cerebral vascular accident. Experimental part of the thesis focuses on the influence of visually stimulated walk on C-mill treadmill on changes in spatiotemporal walk parameters within a six-week therapy. In total 10 probands were involved in measuring process. With help of spatiotemporal treadmill walk parameters and functional walk tests there were evaluated the effects and the influence of the therapy. The results of measurement denote positive walk therapy influence among probands in chronic phase of cerebral vascular accident which approved most demonstrably in case of step length change and contact time parameter of paretic and nonparetic lower extremities. The choice of visual therapy elements and C-mill treadmill which were used within walk therapy of patients in chronic phase of cerebral vascular accident was confirmed by this thesis. The findings of foreign studies, to which the results of this research were compared, were searched mostly in databases PubMed, Web of Science, MEDLINE.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, chodící pás, chůze, délka kroku, rychlost chůze, contact time

**Klíčová slova v AJ:** stroke, treadmill, gait, step length, gait velocity, contact time

**Rozsah:** 63 s. čistého textu, celkem 96 s., 2 přílohy

### **Prohlášení**

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

Olomouc 16. května 2014

-----  
podpis

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Luboši Spisarovi za trpělivost a podnětné a cenné rady při odborném vedení diplomové práce. Dále Mgr. Kateřině Langové, PhD., za statistické zpracování naměřených dat.

# Obsah

1 Teoretické poznatky.....	10
1.1 Cévní mozková příhoda .....	10
1.1.1 Ischemické cévní mozkové příhody .....	11
1.1.2 Hemoragické CMP .....	12
1.1.3 Patofyziologie CMP .....	13
1.1.4 Poruchy hybnosti u CMP.....	15
1.2 Chůze.....	16
1.2.1 Vývoj chůze.....	18
1.2.2 Charakteristika lidské chůze.....	20
1.2.3 Charakteristika chůze po CMP .....	23
1.2.4 Rehabilitace chůze u CMP .....	26
2 Cíle a hypotézy .....	32
3 Metodika výzkumu .....	34
3.1 Charakteristika testovaného vzorku .....	34
3.2 Průběh měření .....	36
3.3 Statistické zpracování dat.....	40
4 Výsledky .....	41
4.1 Testování hypotézy $H_01$ .....	41
4.2 Testování hypotézy $H_02$ .....	43
4.3 Testování hypotézy $H_03$ .....	46
4.4 Testování hypotézy $H_04$ .....	48
4.5 Testování hypotézy $H_05$ .....	51
4.6 Testování hypotézy $H_06$ .....	52
4.7 Testování hypotézy $H_07$ .....	54
4.8 Testování hypotézy $H_08$ .....	56

5 Diskuse.....	59
5.1 Diskuse k výběru probandů.....	60
5.2 Diskuse ke zvolené metodice .....	61
5.3 Diskuse k hypotéze $H_01$ .....	62
5.4 Diskuse k hypotéze $H_03$ .....	65
5.5 Diskuse k hypotéze $H_02$ , $H_04$ .....	66
5.6 Diskuse k hypotéze $H_05$ , $H_06$ .....	67
5.7 Diskuse k hypotéze $H_07$ , $H_08$ .....	67
ZÁVĚR .....	70
REFERENČNÍ SEZNAM .....	71
SEZNAM ZKRATEK .....	89
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	90
SEZNAM TABULEK .....	91
SEZNAM GRAFŮ .....	92
SEZNAM PŘÍLOH.....	93
PŘÍLOHY .....	94

## Úvod

Cévní mozková příhoda se celosvětově řadí mezi jednu z nejčastějších příčin úmrtí a invalidity dospělé populace. V poslední době toto onemocnění nepostihuje jen starší populaci, ale stále častěji je diagnostikováno u jedinců v produktivním věku (Kalita, 2006, s. 12). Cévní mozková příhoda může přinášet mnoho patologií hybnosti. V této diplomové práci jsme se zabývali problematikou chůze. Chůze je pro člověka základním prostředkem lokomoce, slouží k naší sebeobsluze i dalším aktivitám. Zdravý člověk si neuvědomuje, jak moc je pro něj chůze potřebná. Pacient po prodělané cévní mozkové příhodě je často díky poruchám chůze limitován v běžných denních aktivitách i ve svých zálibách. Jen 18% pacientů je schopno se vrátit do fyzické kondice a běžného života, který vedli před cévní mozkovou příhodou.

Tato diplomová práce je zaměřena na možnosti terapeutického ovlivnění lokomoce jedinců v chronické fázi cévní mozkové příhody. Konkrétně byl zkoumán vliv chodícího pásu C-mill na změnu časoprostorových parametrů chůze. Při terapii byla zvolena vizuálně stimulovaná chůze. Ke kvantifikaci těchto časoprostorových změn chůze byly použity funkční testy chůze, které snáze objektivizují i nepatrné rozdíly.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda je pro pacienty po prodělané cévní mozkové příhodě terapie chůze na chodícím pásu C-mill přínosná. A zda tento typ terapie má efekt i v chronické fázi cévní mozkové příhody.

Při vyhledávání odborných studií jsem využila databáze PubMed, Web of science a MEDLINE. Tyto studie byly vyhledávány v období 12. 10. 2012 – 26. 3. 2014. K vyhledávání byla použita specifická kombinace klíčových slov. Klíčová slova zněla stroke, treadmill, gait, gait velocity, step length.

Pro kombinaci slov stroke, gait, kde se tato klíčová slova měla vyskytovat v abstraktu nebo v názvu studie, bylo v databázi PubMed nalezeno 420 studií, z čehož 383 bylo ve fulltextu. V databázi Web of science bylo pro tuto kombinaci klíčových slov nalezeno 589 studií a v databázi MEDLINE 160. Další kombinace klíčových slov byla chronic stroke, gait, kde bylo v databázi PubMed nalezeno 73 studií, z toho 71 dostupných ve fulltextu. Pro stejná klíčová slova Web of science vyhledalo 100 studií, MEDLINE 2 studie. Pro kombinaci klíčových slov stroke, treadmill bylo v PubMedu nalezeno 130 studií, z toho 123 fulltextů. Web of science nalezlo 187 studií,



MEDLINE 37 studií. Pro kombinaci klíčových slov chronic stroke, treadmill bylo v PubMedu nalezeno 22 studií, z toho 21 ve fulltextu, Web of science 34, MEDLINE 1 studie. Další kombinací klíčových slov byla chronic stroke, gait velocity, kde PubMed našel jedinou studii, databáze MEDLINE žádnou, Web of science 1 studii. Pro kombinaci klíčových slov stroke a step length databáze PubMed našel 5 studií, všechny ve fulltextu, MEDLINE 1 studii, Web of science 17 studií. Poslední zadávaná kombinace klíčových slov byla treadmill a step length, kde PubMed vyhledal rovněž 5 fulltextových studií, databáze MEDLINE rovněž 5 studií, Web of science 7 studií.

Z nalezených fulltextů bylo v diplomové práci využito 78 odborných anglických fulltextových článků, zbytek byl vyloučen z důvodu jiného testovaného souboru, zařazení probandů s jiným typem onemocnění, zařazení i dalších prostředků testování, které v naší diplomové práci využity nebyly.

# 1 Teoretické poznatky

## 1.1 Cévní mozková příhoda

První setkání s náhle vzniklým ochrnutím části těla bylo popsáno 2,5 tisíce let před Kristem Řeky a Egyptany. Již tehdy byla známa spojitost mezi mozkovou hemisférou a pohyby druhostranné poloviny těla (Kalita, 2006, s. 12).

Cévní mozková příhoda je definovaná jako akutně vzniklé fokální či globální příznaky poruchy funkce mozku trvající déle jak 24 hodin, bez zjevné jiné než vaskulární příčiny (Seidl, Obenberger, 2004, s. 190). Její příčinou je nejčastěji tepenný uzávěr (ischemie) z 80%, nebo krvácení (hemoragie) v 17%, ve 3% se uvádí jako příčina krvácení subarachnoidální (Herzig et al. 2003, s. 25).

Cévní mozková příhoda se celosvětově řadí mezi jednu z nejčastějších příčin úmrtí a invalidity dospělé populace. V posledních letech je toto onemocnění častým předmětem zájmu studií, vznikají nové výzkumy týkající se léčby i prevence vzniku tohoto onemocnění, díky kterým se toto onemocnění stále podrobněji zkoumá, proto se i tvorbou guidelines pro léčbu cévních mozkových příhod zabývá řada institucí (American Heart Association, European Stroke Initiative...). Cévní mozková příhoda poslední dobou postihuje stále více osob, nejen seniorů, ale i jedinců v produktivním věku (Kalita, 2006, s. 12). V řadě zemí, i u nás, stoupá zájem o toto onemocnění, budují se specializovaná pracoviště (iktové jednotky), která se zaměřují na diagnostiku i následnou terapii cévních mozkových příhod. U tohoto onemocnění je nutná multioborová spolupráce (neurolog, internista, neuroradiolog, neurochirurg, angiochirurg, psycholog, logoped, rehabilitační a sociální pracovníci). Právě tato specializovaná zařízení a týmová spolupráce podle studií vedou ke zkrácení doby léčby a k menší nutnosti následné dlouhodobé institucionální péče (Dufek, 2002, ss. 5-6).

### 1.1.1 Ischemické cévní mozkové příhody

Ambler rozděluje ischemické cévní mozkové příhody podle 3 kritérií.

1. Podle mechanismu vzniku na obstrukční, neboli okluzní, které jsou způsobené uzávěrem cévy trombem nebo embolem, a na neobstrukční, které vznikají hypoperfuzí z regionálních i systémových příčin.

V současnosti se rozlišují 4 základní subtypy mozkových infarktů.

- Aterotromboticko-embolický okluzní proces velkých a středních arterií (40%)
- Arteriopatie malých cév (lakunární infarkty – 20%)
- Kardiogenní embolizace (16%)
- Koagulopatie, hemodynamické – hypoxicko-ischemické příčiny, neaterosklerotické poruchy, infarkty z nezjištěných příčin (4%)

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

3. Podle časového průběhu na tranzitorní ischemické ataky (TIA, RIND), vyvíjející se příhody (progredující, pokračující) a dokončené ischemické příhody.

Klinická symptomatologie ischemických příčin mozkových příhod je vzhledem k různé patofyziologii vzniku velmi různorodá. Některé symptomy mohou být fatální, jindy je ischemické ložisko částečně zásobeno z kolaterálních sousedních anastomozujících arterií, takže výsledným projevem je jen nouzová perfuze s možností reparace. V této zóně nouzové perfuze může být zachován určitý stupeň kyslíkového metabolismu v důsledku zvýšené extrakce kyslíku z krve. Cirkulace může být částečně nebo zcela obnovena díky existujícímu endogennímu trombolytickému procesu. Při definitivním zániku nervových buněk dochází k poruše funkce, která je ireverzibilní (Ambler, 2001, ss. 120-125).

### 1.1.2 Hemoragické CMP

Mozkové hemoragie mají častěji letální charakter, než mozkové ischemie. Jejich příčinou je nejčastěji arteriální hypertenze a následná ruptura malých perforujících arterií. Mozkové hemoragie mohou mít charakter jednorázového prokrvácení, nebo se mohou propagovat hodiny až dny. Za fyziologických podmínek dochází v místě krvácení k hemostatickým a hemokoagulačním procesům, které krvácení následně zastavují. Dalšími možnými příčinami vzniku mozkových hemoragií, ale méně častými, jsou arteriovenózní malformace, hemoragické diatézy (purpury, hemofilie, trombocytopenie, leukémie, jaterní choroby, krvácení do mozkového tumoru), procesy vzniklé v důsledku antikoagulační léčby (nitrolební krvácení). Ve starším věku je asi z 20% příčinou mozkových hemoragií mozková amyloidní angiopatie, u mladších jedinců může mozková hemoragie vzniknout v důsledku drogových závislostí.

Nejčastější lokalizací mozkových krvácení bývají ve 35% - 50% bazální ganglia (putamen, capsula interna), centrum semiovale, thalamus, mozkový kmen (pons), mozeček (incl. caudatus). Krvácení v putamen se projevuje nejčastěji kontralaterální hemiparézou nebo hemiplegií s hemihypestézií a konjugovanou deviací hlavy a bulbů na stranu hemoragie. Rychlým zhoršováním ložiskové symptomatologie se projevují tříštivá krvácení. Symptomy talamického krvácení jsou hemihypestézie, hemiataxie a hemiparéza s klinicky dominantním senzitivním hemideficitem. V oblasti jednotlivých mozkových lobbů je lokalizované krvácení lobární. Tento typ krvácení vzniká u mladších i starších jedinců, klinické příznaky odpovídají postižení jednotlivých laloků. Pontiní krvácení vzniká v důsledku hypertenze, soubor klinických příznaků je zde rozmanitý, od alternujících kmenových syndromů až po kvadruplegii s decerebračními projevy. Mozečková krvácení se projevují obecně náhle vzniklými bolestmi v týle, závratěmi, zvracením a mozečkovou symptomatologií, nejvýznamnějším a nejmarkantnějším projevem je trupová ataxie. Krvácení do oblasti incl. caudatus se projevuje bolestmi hlavy, zvracením a meningeálními příznaky.

Lze tedy shrnout, že obecná symptomatologie mozkových hemoragií je různorodá, závisí převážně na místě lokalizace a na velikosti léze. Většinou se jedná o krvácení tříštivá, která bývají expanzivního charakteru a mozkovou tkáň značně poškozují, bývají provázena dalšími symptomy jinde na těle. U menších krvácení

nedochází k destrukci mozkové tkáně, příznaky bývají spíše ložiskové a lokálního charakteru (Ambler, 2001, ss. 167-168).

### 1.1.3 Patofyziologie CMP

Jedná se o snížení nebo ztrátu cirkulace krve, která vede k inhibici neuronů. Účinky ischemie na mozek jsou poměrně rychlé, protože není schopen zpracovávat a ukládat glukózu (hlavní energetický zdroj lidského těla) a není schopen anaerobního metabolismu (Shah, 1999, pp. 2-14). Metabolismus mozku 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 (Kalita, 2006, s. 13).

Průběh a rozsah ischemického poškození mozku je ovlivněn řadou faktorů. Mozek lépe snáší pomalý nástup ischemie než její rozvoj v krátkém časovém intervalu. Stav tepen rovněž ovlivňuje velikost ischemie, dobrý kolaterální oběh průběh ischemie zmírňuje. Zvýšená tělesná teplota je spojena s větší mozkovou ischemií.

Do mozku v klidu proudí 50 až 60 ml/100g krve za minutu, s ohledem na danou oblast mozku. V reakci na ischemii se spouští autoregulační mechanismy, které se snaží kompenzovat nedostatečný průtok krve mozem místní vasodilací. 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 (Shah, 1999, pp. 2-14).

Rozvoj hypoxicko-ischemického poškození neuronů na molekulární úrovni je způsoben hyperaktivitou některých neurotransmiterů, především glutamátu a aspartátu. Tento proces je znám jako excitotoxicita a je způsoben vyčerpáním energetických zásob organismu. Zvýšená koncentrace glutamátu a aspartátu v extracelulárním prostoru vede k otevření Ca kanálů. Trvalá membránová depolarizace vede k přílivu vápníkových, sodíkových a chloridových iontů a exkreci draslíkových iontů. Díky dovnitř proudícímu Na<sup>+</sup> 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 destruuji 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 (Shah, 1999, pp. 2-14). 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, 2006, s. 13).

Příznaky cévní mozkové příhody se mohou týkat následujících oblastí:

- Poruchy vědomí,
- Poruchy vyšších mozkových funkcí,
- Poruchy somatosenzorické,
- Poruchy hybnosti,
- Poruchy rovnováhy a koordinace,
- Poruchy smyslové,
- Průvodní příznaky (Kalita, 2006, s. 494).

### 1.1.4 Poruchy hybnosti u CMP

Funkční následky cévní mozkové příhody jsou způsobeny nezvratným zničením určitého počtu neuronů v mozku (Votava, 2001, s. 184). Díky těmto změnám dochází k ovlivnění funkčních schopností organismu, mezi které patří ztráta obratnosti, únavnost, slabost, vymizení kožních reflexů (Kalita, 2006, s. 494). Při reedukaci pohybu jsou hlavními problémy senzorycké poruchy, poruchy komplexních centrálních pohybových vzorů a jemné motoriky. Dochází rovněž ke zvýšení některých projevů, které vedou k novým neurologickým problémům, patří sem svalová hypertonie spastického typu, spastické pyramidové jevy, klony a zvýšená výbavnost šlachových reflexů. Pohybový systém lidského těla pracuje jako funkční celek. Pokud pro tento celek existuje dostačující funkční rezerva utlumených neuronů, konečný pohyb se bude blížit normě a fyziologickému pohybovému vzoru, ovšem v případě velké strukturální léze tento stav nastat nemůže (Kalita, 2006, s. 494; Perry, 1992, p. 312). Produkce volní hybnosti je komplexní jev, který dosud nebyl zcela objasněn. Je známo, že složené pohyby (např. dosahové aktivity) jsou při postižení motorické oblasti centrálního nervového systému nahrazeny. Přesto základní schopnost produkovat pohyb je u mnoha pacientů zachována (Latash, 2002, p. 104). Zhoršení motorické kontroly izolovaných a složených pohybů může ovlivnit kvalitu jejich provedení. Poškození mozku se může projevovat nejen poškozením fyzickým, ale také může způsobovat percepční problémy a ztrátu senzorycké diskriminace. Zmíněné problémy mohou být rovněž spojeny s postižením rovnováhy, řeči, sluchu i zraku (Carraro, 2002, s. 10).

V důsledku nezvratného zničení určitého počtu neuronů v mozku dochází podle Votavy ke dvěma základním funkčním změnám, které ovlivňují hybný systém – snížení celkového množství vzruchové aktivity, která přichází z mozku do míchy, a poruše rovnováhy mezi excitací a inhibicí. Motoneurony některých svalů dostávají ve zvýšené míře podněty excitační, což vede ke zvýšení jejich reaktivity a následné spasticitě. Jejich antagonisté dostávají podněty inhibiční, které vedou k jejich útlumu. Počátečním projevem je pseudochabá paréza, která trvá přibližně 3 dny. Prvním projevem návratu volní hybnosti jsou globální flekční pohyby, které se objevují nejprve na dolní končetině (1-33 den), poté na horní končetině (6-33 den). Spontánní úprava funkčních deficitů se postupem času zpomaluje (Votava, 2001, s. 184).

Motorickou poruchu, která se rozvíjí po vzniku cévní mozkové příhody, lze rozdělit do dvou fází. Po několika dnech až týdnech od vzniku CMP se rozvíjí hyperreflexie a spasticita a dochází ke spontánnímu návratu volní hybnosti. Pomalejší změny, ke kterým dochází v řádech měsíců, jsou rovněž dvě. Odumírají axony zničených mozkových neuronů, dochází k uvolnění jejich synapsí na míšní úrovni, uvolněné synapse obsadí části ze zachovalých axonů. Druhou změnou je plasticita mozkové kůry, kdy se aktivují již existující, ale doposud nefunkční spojení. Buňky a spoje zničené důsledkem CMP jsou nahrazeny z řad „rezervních“ paralelních funkčních spojů. Jejich aktivace je způsobena odstraněním inhibiční synapse nebo rozvojem denervační přecitlivělosti (Votava, 2001, s. 184).

## 1.2 Chůze

Chůze je individuální proces, který vyjadřuje pohyb, tedy jednu ze základních vlastností každého člověka (Mayer, 2000, ss. 66-73). Vertikální držení těla, dvoudobá chůze a řeč jsou v celé živočišné říši výsadou člověka (Orth, 2009, s. 33).

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce, slouží k sebeobsluze i dalším životním aktivitám jedince. Jedná se o složitý rytmický translatorní pohyb, který má dané časové a cyklické charakteristiky (Véle, 2006, ss. 347-350). Fyziologická chůze je možná pouze při stabilizované vzpřímené pozici těla v klidu i při pohybu. Toto zajišťuje hlavně svalový aparát, který je řízen centrálním nervovým systémem, za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. K tomu je zapotřebí přilnutí dolních končetin k oporné bází jejím uchopením spojeným s fricí v místě kontaktu (Véle, 2006, ss. 347-350). Pevný bod je funkčně vytvořen díky fyziologické izometrické aktivaci několika svalů, které jsou pod kontrolou inhibiční supraspinální aference. Během vzpřimovacího mechanismu dochází i k koncentraci klíčových kloubů, což je předpokladem fyziologického vývoje jedince. Centrování kloubu zajišťuje rovnoměrné působení sil v klíčových kloubech, a tím i stejné rozložení tlaku v kloubních plochách, tudíž nedochází k přetížení (Orth, 2009, s. 32).



Z pohledu biomechaniky (fyziky) je chůze složitý proces, který lze charakterizovat jako řízený pád, kdy stabilní pozice je zajištěna stojnou dolní končetinou, ve švihové fázi lidské tělo padá vpřed, dokud nemá oporu v druhostranné dolní končetině. Základní principy lidské chůze jsou shodné, ale jejich načasování a charakteristika je značně interindividuální a variabilní. Tato variabilita je dána strukturálně, vlivem a průběhem motorického vývoje a vlivem zevních a vnitřních podmínek (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 75-78). Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura a končí jako rigidní páka, která udržuje celkovou bilanci těla (Dungl, 2005, s. 259).

Nutnou součástí chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce je postura, kterou ale nelze považovat za synonymum bipedálního stoje. Zaujetí a udržení postury je nezbytnou součástí všech motorických programů. Názory na podíl postury při lokomoci se liší, všichni se ale shodují, že je nedílnou součástí začátku i konce jakéhokoliv cíleného pohybu. Při chůzi hraje hlavní roli posturální funkce nohy, zejména její ploska a další segmenty nohy (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 119-120).

Antigravitační svaly se podílejí na udržení pohybu i polohy při lokomoci. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové dolní končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová dolní končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolanému odrazovou dolní končetinou (Véle, 2006, s. 347).

Hlavní pohyby dolních končetin probíhají především ve směru flexe-extenze, ale pohyb je přenášen přes pánev i na osový orgán, kde nabývá torzního charakteru, protože se pánev při chůzi otáčí protisměrně vzhledem k ramennímu pletenci. Vedle těchto mechanismů dochází i k lehkým stranovým a svislým deviacím osového orgánu. Chůze tedy ovlivňuje nejen funkci končetin, ale celého axiálního systému, který je pohyby při chůzi rytmicky mobilizován (Véle, 2006, s. 351).

Nezbytným prvkem chůze je funkce nohy, která je jedním z rozhodujících kritérií pro posturální stabilizaci ve stoji a v průběhu lokomoce. Noha umožňuje přesun hmotnosti při chůzi a zároveň nese celou hmotnost těla při stoji. Podélná a příčná klenba nohy chrání měkké tkáně plosky, umožňuje pružný nášlap a tlumí nárazy (Toppischová, Šnoplová, 2008, ss. 107-109).

### 1.2.1 Vývoj chůze

V průběhu posturální ontogeneze se vyvíjí lokomoce postupně od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze (Véle, 2006, s. 347).

Mezi zásadní procesy evoluce člověka patří bipedie spojená s napřímením páteře a změnou postavení pánve. Noha člověka je specifický evoluční produkt a je to jediná část člověka, která je v neustálém kontaktu s terénem a pomáhá nám „ohmatávat“ prostředí (Dylevský, 2007, s. 88).

Základním předpokladem evoluce člověka byl vznik prvního hominizačního komplexu, což je zejména vyvinutí se bipedního způsobu lokomoce. Spojujícím článkem primátů s rodem homo by mohl být *Ardipithecus ramidus*, který se vyskytoval před 5 milióny let ve východní Africe. Nezvládal ještě čistě bipední způsob lokomoce, ale již se řadil k obligatorním dvounožcům, které neunesly horní končetiny, a měl vytvořen základ podélné nožní klenby.

Přímý předchůdce člověka *Homo sapiens* se vyskytoval na Zemi přibližně 150 000 let a člověk se z říše čtvernožců plně vyčlenil do labilního postavení na dvou končetinách. Lidský způsob chůze je jedinečný využitím dvou končetin s plně vzpřímeným tělem a propnutými koleny (Dylevský, 2007, ss. 88-89). Proto muselo postupně dojít k nezbytnému napřímení trupu a vývoji lidského mozku. Stabilizace vertikální polohy je složitý dynamický proces, do kterého jsou zapojeny subkortikální struktury včetně cerebella. Tato činnost je řízena proprioceptivní aferencí z vestibulárního aparátu, optickou aferencí, exteroceptivními kožními signály, interoceptivními signály z vnitřních orgánů. Vertikální poloha je méně stabilní než poloha horizontální, ale umožňuje člověku využívat horní končetiny k volné manipulaci. Specifickou situací u motorického vývoje člověka je nutnost zvládnout působení gravitace v trojrozměrném prostoru. Gravitace má zásadní význam pro vývoj lokomoce ve vertikále a pro vývoj důležitých životních funkcí, rovněž má formativní vliv na podpůrnou strukturu skeletu. Nedílnou součástí je pozitivní formativní vliv centrovaných kloubů na tvorbu řídicích programů (Orth, 2009, ss. 33-35).

Z pohledu biomechaniky lze lidskou ontogenezi chůze rozdělit do několika podstatných mezníků. V novorozeneckém období se vyskytuje výrazná fyziologická hypertonie, kterou lze považovat za projev posturální nejistoty při změně zevních

podmínek. V holokinetickém stádiu dítě postupně objevuje posturu. Jeho lokomoci charakterizuje novorozenecké kopání a novorozenecká chůze. Jedná se o střídavé pohyby dolních končetin, které bývaly mylně považovány za počátek bipedálního typu chůze. Tyto dva vzory nejsou shodné s budoucím typem lokomoce, liší se sfázováním pohybů v kloubech, aktivitou svalů i souhrou momentů aktivních a pasivních sil. V monokinetickém stádiu dítě začíná pohybovat jednotlivými končetinami, z počátku bez určitého směru a přesného ovládní. Opakované rytmické pohyby jsou typické pro motorický systém s rodící se kontrolou. Díky objeveným možnostem svalové koordinace při zajištění postury je dítě ke konci 3. měsíce schopno zaujmout v poloze na zádech symetrickou polohu s napřímeným trupem a centrovaným postavením v kořenových kloubech končetin. Zároveň dítě v tomto období zjišťuje, že při opoře o jednu končetinu může být druhostranná homologní končetina lépe využita pro cílenou činnost. Rovněž se zlepšuje schopnost dítěte zpevnit trup a vytvořit z něj tuhý celek se společným těžištěm, který umožňuje dítěti v poloze na zádech zvednout dolní končetiny. V těchto prvních měsících vývoje dítě přechází od hůře zajištěné postury a pohybů končetin v otevřených kinematických řetězcích k lépe zajištěné postuře a uzavřeným kinetickým řetězcům s koaktivací antagonistů a přiměřeným svalovým tonem (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 131-134).

V dromokinetickém období jsou pohyby dítěte vedeny s určitým účelem a směrem, ale jejich koordinace ještě není dokonalá. Významným posunem k vertikalizaci se stává lezení, kde se objevuje zkřížená koordinace končetin (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 131-134). Koordinované lezení je podle Vojty charakteristické střídavým zatěžováním končetin s nataženými prsty při opoře dlaní, bez náklonu ke straně, s nakročováním s lehkou plantární flexí v ose bérce, bez dorzální flexe nohy (Vojta, Peters, 1993, s. 56).

Dalším významným mezníkem v lokomoci je podporovaná chůze, která je popisována již od konce 3. trimenonu jako tzv. kroky s vedením v podpaží, během kterých je dítě pasivně posunováno dopředu (Cheron et al., 2001, pp. 455-456). V kratikinetickém stádiu vývoje dítě velmi dobře ovládá své pohyby. Dítě začíná postupně chodit samostatně bez nutnosti vnější opory, zcela ovládá volnou chůzi. Nástup samostatné chůze je interindividuální proces, který není radno uspěchat, protože samostatná fyziologická bipední lokomoce je možná až po zajištění vhodné postury a přiměřeného zpevnění osového orgánu. Dítě z počátku utíká za padajícím

těžištěm k opoře, protože není schopno samostatně zastavit ve volném prostoru (Vařeka, 2002, ss. 115-116). K posturálně zajištěné bezpečné bipedální chůzi bez vnější opory dochází teprve, až dítě získá schopnost stabilizace vertikálního postavení těla na jedné noze po dobu 2-3 sekund (Véle, 2006, s. 348). Vojta poslední stádium volné chůze nazývá sociální bipední chůze, kdy dítě zvládá chůzi po nerovném terénu (Vojta, Peters, 1993, s. 60).

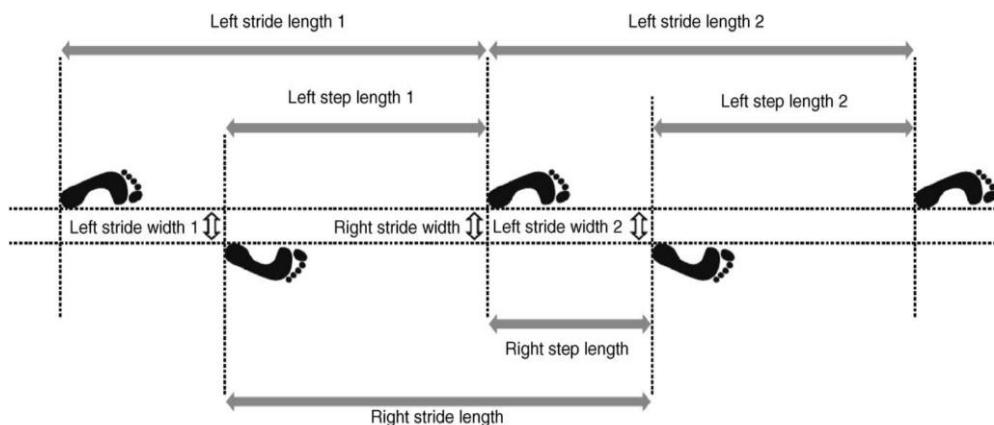
Dítě kontaktuje při chůzi podložku nejprve přední částí nohy (digitigrádní chůze). Kvalita chůze se během prvních měsíců výrazně zlepšuje, rovněž se zvyšuje frekvence a délka kroku, snižuje se oscilace hlavy a trupu (Forsberg, 1999, pp. 676-677).

K plnému dokončení posturálního vývoje dítěte a k úplné obratnosti při chůzi dochází přibližně ve 4 letech. Vymizí bederní hyperlordóza a vyklenuté břicho, dítě je schopno zaujmout antagonistickou polohu oproti novorozeneckému držení. Jedná se o vzpřímený stoj s elevací paží k vertikále, zevní rotací a depresí v ramenních kloubech, extenzí v loktech, supinací předloktí, radiální dukcí zápěstí a extenzí a abdukci prstů. V období 18. - 24. měsíců začíná dítě kontaktovat podložku nejdříve patou. Kolem 4 let koordinace chůze dítěte odpovídá chůzi dospělého člověka (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 136-137).

## **1.2.2 Charakteristika lidské chůze**

Časové a prostorové charakteristiky chůze jsou využívány pro hodnocení fyziologické a patologické chůze. Současná definice časoprostorových charakteristik chůze vychází z předpokladu, že chůze je v přímce. Krok je definován jako sled událostí od kontaktu podložky jedním chodidlem po další kontakt povrchu stejnou končetinou (Huxham et al., 2005, s. 159). Délka kroku (step length) je charakterizována jako vzdálenost mezi bodem jedné dolní končetiny a následným bodem té samé dolní končetiny (Kirtley, 2005, pp. 201-203). Pokud je chůze lineární, nejčastěji tímto bodem bývá kontakt paty (Obrázek 1). Při cyklické chůzi je délka kroku a doba kontaktu s podložkou shodná na levé i pravé dolní končetině u všech kroků.

**Obrázek 1:** Prostorové charakteristiky lineární chůze (Huxham et al., 2005, p. 160)

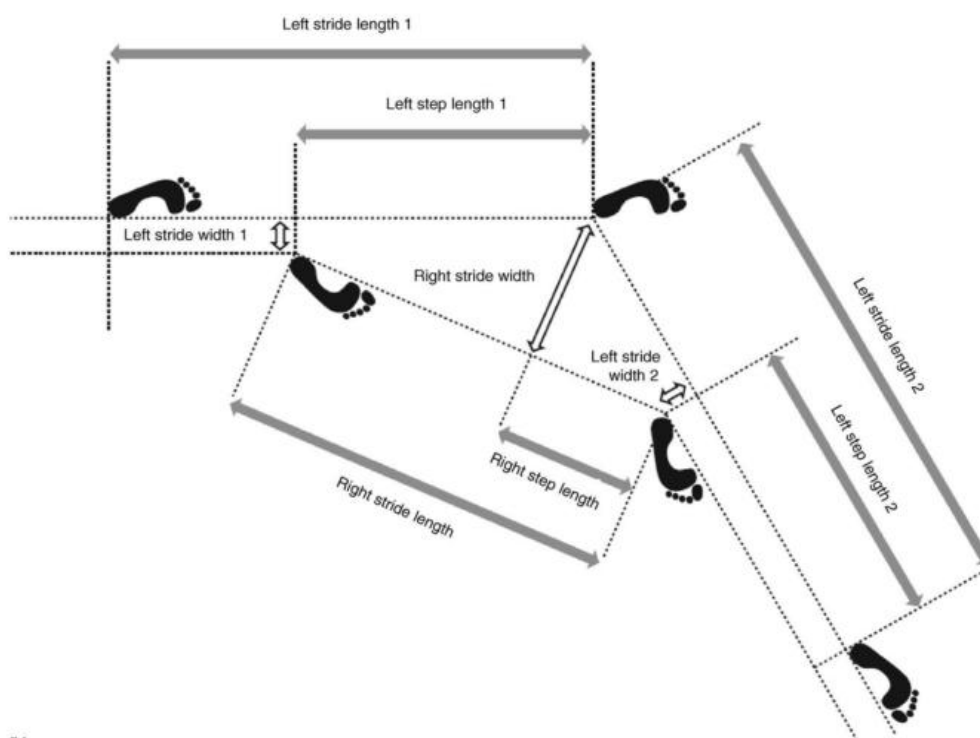


Odchytky od těchto parametrů jsou měřítkem variability (Obrázek 2), která by u zdravých jedinců neměla přesáhnout 2% (u mladých jedinců) a 3% u starších jedinců (Huxham et al., p. 159, 2005). Dvojnásobek délky kroku tvoří délku dvojkroku (stride length). Délka kroku a dvojkroku závisí na několika faktorech, např. na délce dolních končetin, stáří osoby a rychlosti chůze. Krátká délka končetin, rostoucí věk a klesající rychlost chůze tyto parametry zkracuje (Everett, 2001, p. 126; Kirtley, 2005, p. 210).

Úhel chodidla (foot angle) popisuje míru vytočení nohy zevně nebo vtočení dovnitř. V případě vtočení nohy dovnitř je úhel negativní, při vytočení nohy zevně naopak pozitivní. Většina populace chodí s pozitivním úhlem chodidla až do 30°. Tento úhel závisí především na velikosti rotace v kyčelním kloubu, v menší míře na rotaci mezi tibií a femurem (Everett, 2001, p. 126).

Huxham et al. dále popisují šířku kroku nebo dvojkroku (step or stride width), což je vzdálenost mezi dvěma chodidly a měří se obvykle od středů pat. Tyto pojmy bývají zaměňovány, proto je jejich definice shodná. Zvolený bod pro měření není pevně stanovený, může se počítat i například od středu kotníků dolních končetin a podobně. Střed pat bývá volen nejčastěji, ale v některých případech patologických typů chůze nemusí být jeho použití vhodné (Huxham et al., 2006, s. 159). Valmassy místo šířky kroku používá termín „báze chůze“ (base of gait). Tato vzdálenost je individuální, ale v průměru se pohybuje okolo 7 cm. Zajímavé je, že při pomalé chůzi se má šířka kroku tendenci zvětšovat, zatímco u rychlé chůze se obvykle zmenšuje (Valmassy, 1996, p. 56).

**Obrázek 2:** Prostorové charakteristiky nelineární chůze (Huxham et al., 2005, p. 160)



Rychlost chůze můžeme vypočítat podílem dráhy a času ( $v = s/t$ ). Každý má svou přirozenou rychlost chůze, která je neustále přizpůsobována vnějším podmínkám (Kirtley, 2005, p. 128). Počet kroků za minutu se nazývá kadence neboli rytmus. Kadence závisí na délce dolních končetin, stejně jako je tomu u kyvadlových hodin. Delší dolní končetiny mají pomalejší kadenci, kratší naopak rychlejší. Ženy mají v průměru kratší dolní končetiny než muži, proto mají tendenci k rychlejší kadenci. U malých dětí je kadence ještě rychlejší než u žen, s dospíváním klesá (Kirtley, 2005, p. 129).

Opěrná plocha je definována jako plocha kontaktu lidského těla s podložkou (Janura, Janurová, 2007, s. 56). Dle Vařeky je opěrná plocha (Area of Support) částí plochy kontaktu (Area of Contact), která je využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná plocha je tedy menší než plocha kontaktu (Vařeka, 2002, s. 28). Opěrná báze (Base of Support) je útvar vytvořený spojením krajních bodů opěrné plochy (Janura, Janurová, 2007, s. 43). Toto tvrzení je nutné chápat v souvislosti s výše upřesněným pojmem opěrné plochy (Vařeka, 2002, s. 32).

Těžiště (Centre of Mass) označuje působišťe tíhové síly, která působí na hmotné těleso. Při stoji spojném se vzpřímenou hlavou a horními končetinami volně spuštěnými podél těla se těžiště nachází ve výšce druhého až třetího křížového obratle, asi 4 – 6 cm před promontoriem. Těžiště lze stanovit jako průměr COM všech segmentů. Těžiště se při chůzi pohybuje sinusově nahoru a dolů. Laterální výchylka těžiště má také sinusový průběh (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 96; Janura, Janurová, 2007, s. 36; Valmassy, 1996, p. 136). Center of Gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve statické poloze se COG musí nacházet v opěrné bázi (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 99). Kirtley definuje Centre of Pressure (COP) jako průměr všech tlakových sil působících na plošku nohy. Při chůzi se COP pohybuje od laterální strany paty přes hlavičky prvního a druhého metatarzu až k poslednímu článku palce nohy (Kirtley, 2005, p. 156).

Nedílnou součástí, která se rovněž podílí na charakteristice lidské chůze, je zrak. Zrak je modalita, která je schopna poskytovat člověku informace o prostředí kolem něj. Vizuální informace jsou posléze využity k naplánování chůze, zrak umožňuje získat informace o okolí s předstihem, tudíž dojde k naplánování stereotypu chůze tak, aby nehrozila kolize s žádnou překážkou (Hollands, Patla, Vickers, 2002, pp. 221-222).

### **1.2.3 Charakteristika chůze po CMP**

Jen 23-37% pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu, je schopno chodit samostatně již v prvním týdnu od iktu. 50-80% pacientů ovládá chůzi bez cizí pomoci po 3 týdnech od cévní mozkové příhody, po 6 měsících toto číslo roste až na 85% pacientů (Olney, Richards, 1995, p. 136). Řada pacientů je sice schopna návratu k samostatné chůzi, ale ne všichni zvládají dřívější denní aktivity se stejnou obratností a rychlostí (Flansbjer et al., 2005, p. 75). Jen zhruba 18% pacientů je schopno navrátit se do tělesné kondice a kvality chůze jako před cévní mozkovou příhodou (French et al., 2010, p. 9).

Podle Gage obsahuje normální chůze pět základních charakteristik, které jsou nejčastěji postrádány u chůze patologické:

- Zajištění stability ve vzpřímeném stoji,
- Dostatečné odvinutí chodidla a elevace nohy během švihové fáze,
- Odpovídající fáze švihu se správným umístěním chodidla,
- Přiměřená délka kroku,
- Zajištění přísunu energie pohybovému systému za současného zachování energie mechanické (Gage, 1991, p. 61).

Patofyziologie cévní mozkové příhody byla popsána výše, hlavní dva mechanismy, které ovlivňují chůzi, jsou snížená síla svalové kontrakce nebo neschopnost generovat normální svalové kontrakce v různých svalových skupinách a nevhodně načasovaná svalová aktivita. Díky těmto změnám se může rozvinout spasticita nebo změny v mechanických vlastnostech svalů. Snížená síla svalové kontrakce může být způsobena sníženou schopností aktivovat motorické jednotky, sníženým počtem fungujících motorických jednotek. Dalším faktorem ovlivňujícím sílu svalové kontrakce může být zvýšená aktivita protilehlé svalové skupiny. Nevhodné zapojení protilehlých svalových skupin a vzniklé ko-kontrakce jsou u chůze jedinců po cévní mozkové příhodě také zaznamenávány (Olney, Richards, 1995, pp. 136-137).

Bylo prokázáno, že pacienti v chronickém stádiu cévní mozkové příhody mají zásadně sníženou činnost kardiovaskulárního systému, tudíž pozměněnou pohybovou zdatnost, ke které přispívá i svalová atrofie hemiparetické končetiny a celkově pozměněné rozložení těla (Patterson et al., 2007, p. 115).

Průměrná rychlost chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě je nižší než hodnoty u zdravých jedinců. V 17 provedených studiích se průměrná rychlost chůze pacientů pohybovala od 0,23 m/s po 0,73 m/s. Naměřené hodnoty jsou závislé na závažnosti prodělané cévní mozkové příhody, na stáří pacienta a na době uplynulé od iktu. V souladu s poklesem rychlosti chůze je zároveň nižší i kadence a délka kroku. Podle Olneyho a Richardse je lineární růst rychlosti a kadence ověřen jen do velikosti kadence 90 kroků/min a rychlosti 0,33 m/s (Olney, Richards, 1995, p. 137). Průměrná



rychlost chůze u zdravé populace se pohybuje mezi 1-1,3 m/s. Rychlost chůze u zdravé populace je závislá pouze na době trvání stojné fáze, u pacientů po cévní mozkové příhodě se chůze odvíjí od doby trvání stojné i švihové fáze (Giuliani, 1990, p. 254). U pacientů po cévní mozkové příhodě byly prokázány tři rozdíly ve stojní a švihové fázi. Stojná fáze na postižené i nepostižené straně zabírá u osob po prodělané cévní mozkové příhodě větší časovou část krokového cyklu než u zdravých jedinců při běžné rychlosti chůze. Podstatně kratší stojná fáze kroku je na postižené straně (Olney, Richards, 1995, p. 137, Ahmed, Ahmed, 2008, p. 146), dochází k prodloužení stojné fáze na neparetické dolní končetině (Giuliani, 1990, p. 254, Roerdink et al., 2007, p. 1010). Třetím rozdílem je delší doba krokového cyklu strávená v dvouoporové fázi (Olney, Richards, 1995, p. 137, Schroeder et al., 1995, p. 25). Další charakteristikou hemiparetické chůze jsou krokové asymetrie a snížení délky kroku na paretické straně (Giuliani, 1990, p. 254, Femery et al., 2002, pp. 406-407).

U pacientů po cévní mozkové bývá příhodě rovněž přítomna abnormální pohybová synergie, nebo-li nedostatek selektivní kontroly při snaze o uskutečnění volního pohybu (Yavuzer, 2007, p. 711). Podle Perry jsou abnormality hemiparetické chůze způsobeny zhoršením stability jedné končetiny a snížením dopředné hybnosti těla v prostoru. Pacienti po cévní mozkové příhodě podle Perry mají neadekvátní absorpci nárazu paty při iniciálním kontaktu, nedostatečnou kontrolu hybnosti během stojné 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). Přibližně 50% všech pacientů po cévní mozkové příhodě upadne při pokusu o otočení se v běžné chůzi (Hollands et al, 2010, p. 591), důvodem tohoto pádu může být špatná koordinace segmentů těla (trup, pánev a dolní končetiny) (Hollands et al., 2012, p. 349).

Posturální asymetrie, jeden z dalších problémů u pacientů po cévní mozkové příhodě, se vyznačuje posunem těžiště těla směrem k neparetické straně (Ahmed, Ahmed, 2008, p. 145). Tento posun je způsoben poškozením mozkových struktur, které se na posturální kontrole podílejí (Giuliani, 1990, p. 253). Zhoršená stabilita a omezené provádění selektivních pohybů jsou považovány za příčinu sníženého rozsahu pohybů v jednotlivých kloubech a kratší délky kroků u hemiparetických pacientů (Giuliani, 1990, p. 255).

Asymetrie chůze patří mezi další charakteristiky hemiparetické chůze (Thaut, McIntosh, Rice, 1997, p. 207). Bývala považována za jeden z hlavních cílů rehabilitace a zároveň měřítkem zlepšení, pokud došlo k jejímu snížení. Délka kroku je zpravidla delší na paretické straně, rychlost chůze na toto zjištění nemá vliv (Chitralakshmi et al., 2007, p. 44). Podle Olneye a Richardse má zmenšení asymetrie pouze estetický vliv na chůzi pacientů (Olney, Richards, 1995, pp. 144-145).

Pacienti po cévní mozkové příhodě vykazují i zhoršenou adaptaci chůze při nutnosti přizpůsobit se změnám vnějších podmínek (nutnost přizpůsobit se nerovnostem, vyhnout se překážkám) (den Otter et al., 2005, p. 180). Na tyto změny většinou reagují snížením délky kroku (Roerdink et al., 2007, p. 1010).

#### **1.2.4 Rehabilitace chůze u CMP**

Lokomoce člověka musí být natolik dokonalá a dostatečně flexibilní, aby se mohla přizpůsobovat změnám vnějšího prostředí a nečekaným překážkám (Reisman et al., 2010, p. 1861). Hemiparéza je jedním z nejčastějších postižení po cévní mozkové příhodě, které významně přispívá k snížení kvalit chůze. Většina pacientů po prodělané mozkové příhodě je schopna, nebo bude schopna, samostatné chůze (Schroeder et al., 1995, p. 25). Mnoho z nich již ale nebude chodit dostatečnou rychlostí a s dostatečnou obratností, aby mohli provádět své běžné denní aktivity (Flansbjer et al., 2005, s. 75). Důležitou součástí rehabilitace musí být příprava pacienta na život v domácím prostředí a venku, kde bude narážet na mnoho překážek, obrubníků a nerovností (Perry et al., 1995, pp. 982-983). Řada pacientů se uchyluje k stereotypním denním aktivitám, při kterých nemusí vynaložit větší množství energie. Lidé v chronické fázi cévní mozkové příhody tráví denně  $13 \pm 2$  hodiny bez jakékoliv aktivity kyčelních kloubů (Rand et al., 2009, p. 165). Pacienti mají dobrý základ pro pohybovou aktivitu, ale jen malé množství z nich je ji první rok po cévní mozkové příhodě schopno samostatně vykonávat. Člověk po prodělané cévní mozkové příhodě ujde denně asi  $6428 \pm 4117$  kroků. Dostatečný počet kroků pro udržení tělesné kondice představuje 10 000 kroků denně (Baert et al., 2012, p. 574). Proto je rekvalifikace chůze a zlepšení pohybových dovedností hlavním cílem rehabilitace u pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě (Flansbjer et al., 2005, s. 75). Někdy bývá terapie

zaměřená na obnovu chůze až pozdějším krokem, protože je větší důraz přikládán nejprve na samotné zlepšení síly, rovnováhy a koordinace pohybu, bez nácviku chůze (da Cunha et al., 2002, p. 1259).

Jedním z dalších problémů pacientů po cévní mozkové příhodě je zajistit rovnováhu na postižené dolní končetině, proto je dalším cílem rehabilitace naučit pacienty práci s těžištěm a rovnoměrným rozložením hmotnosti mezi obě dolní končetiny je dalším cílem rehabilitace (Ahmed, Ahmed, 2008, p. 143). Hlavně lidé v chronickém stádiu cévní mozkové příhody trpí snížením tělesné zdatnosti (Severinsen et al., 2011, p. 1663, Chen et al., 2004, p. 57), jejich kapacita dosahuje jen 55% až 75% hodnot zdravých jedinců (MayKay-Lyons, Makrides, 2004, p. 1608), dále svalovou atrofií na paretické končetině a změněným rozložením těla, což vše hraje roli při kvalitní chůzi (Severinsen et al., 2011, p. 1663, Courbon, Calmels, Roche, et al., 2006, p. 437). Právě snížená tělesná zdatnost může mít vliv na zvýšenou tvorbu a následnou spotřebu energie při pohybu, což může vést k horším výsledkům rehabilitace (Potempa et al., 1995, p. 101). Zlepšování těchto změn je možné i po ukončení základní rehabilitace (Patterson et al., 2007, p. 115). Základními principy terapie pro posílení tělesné zdatnosti, a tím zlepšení parametrů chůze, jsou kardiopulmonální trénink a silový trénink, které dosahují vysoké intenzity a nejučinnější jsou při pravidelném opakování zadávaných úkolů (Longhome, Cooper, Pollock, 2009, p. 746). Pravidelné opakování zadávaných úkolů je podstatnou součástí motorického učení a vede k efektivnější rekvalifikaci chůze (Patterson et al., 2008, p. 221). Bonnyaud et al. ve své studii prokázali vliv vytrénovanosti chůze na následný výsledek rehabilitace, ať už na chodícím pásu nebo po pevném terénu (Bonnyaud et al., 2013, p. neuvvedeno). Nácvik chůze po cévní mozkové příhodě vyžaduje intenzivní trénink praktických dovedností, stejně jako trénink v měnícím se prostředí se vzrůstající náročností (Fung et al., 2006, pp. 157-158). Trénink funkce, nikoliv trénink pohybových patologií, je pro pacienty s cévní mozkovou příhodou považován za neoptimálnější (French et al., 2010, p. 9). Vhodným prostředkem terapie je i rytmus, který usnadňuje pacientům pohyb a umožňuje jim zlepšit pravidelnost lokomoce (Roerdink et al., 2009, p. 668).

Nedílnou součástí návratu pacientů k běžnému životu je i zajištění následné ambulantní rehabilitace, aby nedocházelo k poklesu znovuzískané kondice, k únavě, ke ztrátě funkce a k riziku vzniku kardiometabolických chorob (Michael et al., 2009,

p. 134). Rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě s poruchami chůze má řadu možností, nezbytnou součástí každé by měla být časná vertikalizace a bipedální lokomoce. I u nechodících pacientů je vertikální pozice z hlediska fyziologie, kineziologie i psychologie pro člověka podstatná a přirozená. Dalším cílem terapie u pacientů s poruchami chůze je tlumení spasticity antigravitačního svalstva a omezení patologických kontraktur, navození fyziologičtějšího rytmu chůze, výhodnějšího a přirozenějšího vzoru lokomoce a proporcí chůzového cyklu (Mayer, 2000, s. 71). Nedílnou součástí terapie je i úprava životního stylu, což je hlavně v poslední době čím dál významnější faktor, který ke vzniku možné recidivě cévní mozkové příhody přispívá (Gordon et al., 2004, p. 2031).

#### **1.2.4.1 Role chodícího pásu při rehabilitaci chůze**

##### **C-mill**

C-mill je diagnostický a terapeutický chodící pás, který je využíván hlavně k terapii a diagnostice chůze. Skládá se z pásu s madly, silové plošiny, počítače, softwaru a dataprojektoru. Chodící pás má rozměry 70x300 cm, pod ním je zabudována silová plošina rovněž velikosti 70x300 cm. Pás dosahuje rychlosti až 12 km/h, nejnižší možná nastavitelná rychlost je 0,1 km/h. Maximální zatížení pásu bylo stanoveno na 135 kg. Součástí C-mill je rovněž závěsný aparát, který slouží jednak k případnému odlehčení pacienta, jednak k zajištění pocitu bezpečí během chůze na pásu (Stručný návod k použití C-mill 300x70, 2011)

C-mill představuje jednu z nejnovějších terapeutických možností, kterou lze ovlivnit chůzi. Součástí přístroje jsou proto audiovizuální prostředky, které lze při diagnostice či terapii využít. Kombinované využití klasických metod rehabilitace a terapeutického pásu spolu s vizuálním vjemem vykazuje lepší výsledky terapie (Turner-Stokes et al., 2012, p. 196). C-mill v kineziologické laboratoři na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci je vybaven softwarem a dataprojektorem, který umí promítat na pás virtuální obrazy ve formě „kamenů“, překážek, zvládá i formu hry. Auditivní doprovod ve formě metronomu umožňuje určování pravidelného rytmu chůze. Software poté vyhodnotí pomocí záznamu ze

silové plošiny parametry chůze pacienta (COP, vertikální složku reakční síly, rychlost, frekvenci chůze, délku kroku, vzdálenost, kterou pacient ušel, délku stojné fáze atd.).

Vizuální projekce na C-mill umožňuje trénink adaptability chůze v bezpečném prostředí. Terapie na C-millu je specifická, intenzivní a poskytuje zpětnou vazbu. Přístroj umožňuje provádět terapii k ovlivnění chůze založenou na důkazech (Heeren et al., 2010, p. 395)

Výhody přístroje:

- konstantní rychlost,
- žádné rušivé vlivy z okolí (při terapii např. na chodbě se pacient nesoustředí jen na sebe),
- pokud nechceme, nejsou žádné překážky (rohy, lavičky, zatačky),
- možnost manuálně vést a fixovat segmenty těla,
- audio-vizuální doprovod,
- závěsný aparát + madla.

Nevýhody přístroje:

- pacient se při terapii s auditivním doprovodem musí dívat na pás (skloněná hlava, riziko vertiga, nevolnosti),
- omezená plocha přístroje může limitovat pacienty v délce kroku.

Poměrně novým přístupem pro rehabilitaci chůze u hemiparetiků je využití chodícího pásu (Hesse et al, 2013, p. 77), popřípadě částečné možnosti závěsu, jehož terapeutický efekt při terapii chůze byl poprvé objasněn na kočkách (Sullivan, Knowlton, Dobkin, 2002, p. 683). Lokomoční aktivita je takto vybavitelná i u pacientů, kteří nejsou jiným způsobem chůze schopni. Významnou roli u těchto přístrojů hraje potlačení spastických posturálních vzorů. Rychlost chůze by měla být nastavena vzhledem k optimální rytmicitě chůze, v ideálním případě by se nohy měly míjet pod vertikální projekcí těžiště (Mayer, 2000, ss. 68-69). Zvyšování rychlosti chůze při tréninku na chodícím pásu je možné i u pacientů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody (Heeren et al., 2013, p. 616). Chen et al. ve své studii porovnával charakteristiky chůze na chodícím pásu u hemiparetiků a zdravých jedinců. Chůze při stejné rychlosti měla u hemiparetiků větší variabilitu v délce kroku a větší šířku kroku,

důvodem mohla být snaha vyrovnat porušenou bilanci. Kadence a časová délka kroku byla u hemiparetiků i zdravé skupiny srovnatelná (Chen et al., 2005, p. 5).

Při takto prováděné terapii dochází ke zlepšování časoprostorových charakteristik chůze. Prodlužuje se stejná fáze paretické dolní končetiny, dochází ke zkrácení dvojí opory, je umožněn dřívější švih nepostižené dolní končetiny. Při využití závěsu dochází při odlehčení ke zmenšení vertikální výchylky těžiště a zkrácení doby kontaktu s podložkou. Chůze na chodícím pásu je u hemiparetiků symetričtější, dochází ke snížení spasticity plantiflexorů a k omezení jejich předčasné aktivace. Patologické ko-kontrakce jsou redukovány. Veškeré tyto změny umožňují normalizaci kontaktu s patou a normalizaci axiálního posturálního systému (Mayer, 2000, s. 69). Podle výsledků studie Eicha et al., kteří porovnávali výsledky terapie u 50 pacientů po první atace cévní mozkové příhody při využití chodícího pásu a Bobath terapie, je patrné, že terapie na chodícím páse je pro pacienty prokazatelně efektivnější, došlo ke zvýšení rychlosti chůze a pacienti byli schopni ujít delší vzdálenost (Eich et al., 2004, p. 192). Bello et al. publikovali studii, kde prokázal pozitivní výsledky terapie na chodícím pásu oproti chůzi po tvrdém povrchu (Bello et al., 2013, p. 5). Chůze pacientů po cévní mozkové příhodě na chodícím pásu byla okamžitě po zahájení terapie symetričtější a vykazovala dokonalejší vzor chůze než po tvrdém povrchu (Harris-Love et al., 2001, p. 110).

Zároveň je nutné mít na paměti při terapii v těchto podmínkách možnou nevýhodu, která je způsobena rozpojením zrakové orientace v prostoru a vlastní lokomoční aktivity při chůzi „na místě“ (Mayer, 2000, s. 69). Nevýhodou může být také odtržení od vnějších přirozených podmínek prostředí, tudíž nelze s jistotou říci, jakých zlepšení pacienti v reálném světě dosáhnou (Hun Cho, Hee Lee, 2013, p. 1).

#### **1.2.4.2 Role virtuální reality při rehabilitaci chůze**

Virtuální realita byla poprvé využita v polovině 90. let (Yang et al., 2007, p. 202), dnes se využívá pro rehabilitaci pacientů po cévní mozkové příhodě a dalších, aby bylo možno simulovat chůzi v prostředí podobném tomu reálnému. Virtuální realita usnadňuje vstup i výstup informací, poskytuje řadu možností a různých variant úkolů (Hun Cho, Hee Lee, 2013, p. 1). Terapie je vytvořena za pomoci počítačových

programů, které mají schopnost simulovat obdobu reálného prostředí (Laver et al., 2011, p. 2). Vhodnou kombinaci představuje spojení virtuální reality a chodícího pásu, což umožňuje pacientům získat okamžitou zpětnou vazbu a zároveň jim poskytuje motivaci (Hun Cho, Hee Lee, 2013, pp. 1-2). Yang et al. prokázali pozitivní efekt kombinace virtuální reality a chodícího pásu ve zlepšení rovnováhy v medio-laterálním směru, v přesunu ze sedu do stoje a v lepším zapojení paretické dolní končetiny při chůzi (Yang et al., 2007, p. 202).

Chodící pás s programem virtuální reality je založen tak, aby splňoval požadavky tréninku fyzických (překážky), časových (rychlostní požadavky, rychlost pohyblivých překážek) i kognitivních (pozornost, plánování) pohybových dovedností (Fung et al., 2006, pp. 157-158). Walker et al. potvrdili zlepšení rovnováhy a chůze pacientů po cévní mozkové příhodě při využití kombinace virtuální reality, chodícího pásu a odlehčení váhy těla pacienta (Walker et al. in Hun Cho, Hee Lee, 2013, p. 2). Jaffe et al. ve své studii porovnali překonávání překážek v reálném a ve virtuálním prostředí. Obě metody po určité době opakování vykazovaly u pacientů zlepšení. Virtuální realita ale představovala pro pacienty bezpečnější prostředí, které jim umožňovalo zkoušet nové krokové strategie, což by si v reálném prostředí nemohli dovolit. Virtuální prostředí jim umožňovalo stejnou překážku zobrazit několikrát a natrénovat její nevhodnější překonání (Jaffe et al., 2004, p. 289). Virtuální realita umožňuje pacientům procvičovat některé aktivity, které běžné nemocniční prostředí neumožňuje, což je výhodou této terapie. Někteří pacienti tráví při této terapii i více času, protože je pro ně více motivující (Laver et al., 2011, p. 2). Nedávné studie poukazují i na možné využití videí z reálného prostředí jako jedné z dalších možností pro vylepšení terapie s pomocí virtuální reality (Hun Cho, Hee Lee, 2013, p. 2).

## 2 Cíle a hypotézy

### Cíl diplomové práce:

Cílem diplomové práce je posoudit vliv terapie na chodícím pásu C-mill u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody.

### Dílčí cíle:

1. Zhodnocení vlivu šestitýdenní terapie na chodícím pásu C-mill na časoprostorové parametry chůze u pacientů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody.

2. Porovnání testu TUG na časoprostorové parametry chůze před terapií na chodícím pásu C-mill a po šesti týdnech terapie.

3. Porovnání testu 10-m walking na časoprostorové parametry chůze před terapií na chodícím pásu C-mill a po týdenitýdenní terapii.

### Hypotézy:

$H_{01}$ : Délka kroku před terapií je stejná jako délka kroku po terapii.

$H_{A1}$ : Délka kroku před terapií není stejná jako délka kroku po terapii.

$H_{02}$ : Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje délky kroku, je rovna 0. Během 12 měření nebyl pozorován žádný vývoj délky kroku.

$H_{A2}$  Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje délky kroku, není rovna 0. Během 12 měření byl pozorován vývoj délky kroku.

$H_{03}$ : Contact time před terapií je stejný jako contact time po terapii.

$H_{A3}$ : Contact time před terapií není stejný jako contact time po terapii.



H<sub>0</sub>4: Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje veličiny contact time, je rovna 0. Během 12 měření nebyl pozorován žádný vývoj doby kontaktu chodidla pacienta s podložkou.

H<sub>A</sub>4: Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku veličiny contact time, není rovna 0. Během 12 měření byl pozorován vývoj doby kontaktu chodidla pacienta s podložkou.

H<sub>0</sub>5: Výsledky testu TUG před terapií jsou stejné jako po terapii.

H<sub>A</sub>5: Výsledky testu TUG před terapií nejsou stejné jako po terapii.

H<sub>0</sub>6: Výsledky testu 10-m walking před terapií jsou stejné jako po terapii.

H<sub>A</sub>6: Výsledky testu 10-m walking před terapií nejsou stejné jako po terapii.

H<sub>0</sub>7: Symetrie délky kroku před terapií je stejná jako symetrie délky kroku po terapii.

H<sub>A</sub>7: Symetrie délky kroku před terapií není stejná jako symetrie délky kroku po terapii.

H<sub>0</sub>8: Symetrie contact time před terapií je stejná jako symetrie contact time po terapii.

H<sub>A</sub>8: Symetrie contact time před terapií není stejná jako symetrie contact time po terapii.

## **3 Metodika výzkumu**

### **3.1 Charakteristika testovaného vzorku**

Měření se zúčastnilo celkem 10 probandů (3 ženy, 7 mužů) v chronickém stádiu cévní mozkové příhody. Všichni probandi na měření docházeli z domácího prostředí. Průměrný věk testované skupiny činil 51,9 let. Průměrná doba od vzniku cévní mozkové příhody byla 7,8 let. U 8 probandů se jednalo o první ataku cévní mozkové příhody, u 2 probandů proběhla cévní mozková příhoda dvakrát. Hemiparéza byla u všech probandů způsobena ischemickým poškozením (převážně v povodí arteria cerebri media). U 6 probandů se jednalo o levostrannou a u 4 o pravostrannou hemiparézu (Tabulka 1).

Čtyři probandi pravidelně navštěvovali ambulantní rehabilitaci ve FNOL, šest probandů bylo bez jakékoliv přidružené rehabilitace. Kritériem pro zařazení do terapie byla prodělaná mozková příhoda před více jak jedním rokem a přetrvávající patologie chůze, dále schopnost samostatné chůze bez podpory terapeuta, maximálně s oporou o 2 FB. Jeden z probandů měl předchozí zkušenost s chodícím pásem C-mill.

V průběhu terapie odstoupili tři probandi. Dva z nich nebyli schopni terapii absolvovat ze zdravotních důvodů, jeden z nich pokračování v terapii odmítl.

**Tabulka 1:** Přehled vyšetřovaných probandů

n	p	věk	výška (cm)	základní Dg.	doba od * CMP	předchozí CMP	lokomoční pomůcka	počáteční rychlost chůze (km/h)	konečná rychlost chůze (km/h)
1	m	61	178	iACM sin.	6 let	-	-	2,4	4
2	m	48	172	iACM sin.	7 let	-	-	1,2	3,3
3	m	63	175	iACM dx.	8 let	-	-	0,97	3,2
4	ž	50	180	iACM dx.	12 let	-	2 FB	0,7	2,4
5	m	47	181	iACM sin.	3 roky	-	-	2,1	5,1
6	m	44	182	iACM sin.	10 let	-	-	2	3,6
7	m	56	168	iACM dx.	5 let	-	-	1,4	3,1
8	m	23	189	iACA sin.	3 roky	-	-	3,3	-
9	ž	52	162	iACM dx.	14 let	před 17 lety	2 FB	0,9	-
10	ž	75	156	iACM sin.	10 let	před 15 lety	-	1,5	-

**Legenda:**

n – počet probandů

p – pohlaví

i – ischemické CMP

ACM – arteria cerebri media

ACA – arteria cerebri anterior

sin. – sinister

dx. – dexter

FB – francouzské berle

\*CMP – doba od vzniku CMP

Šedou barvou jsou znázorněni probandi, kteří studii nedokončili.

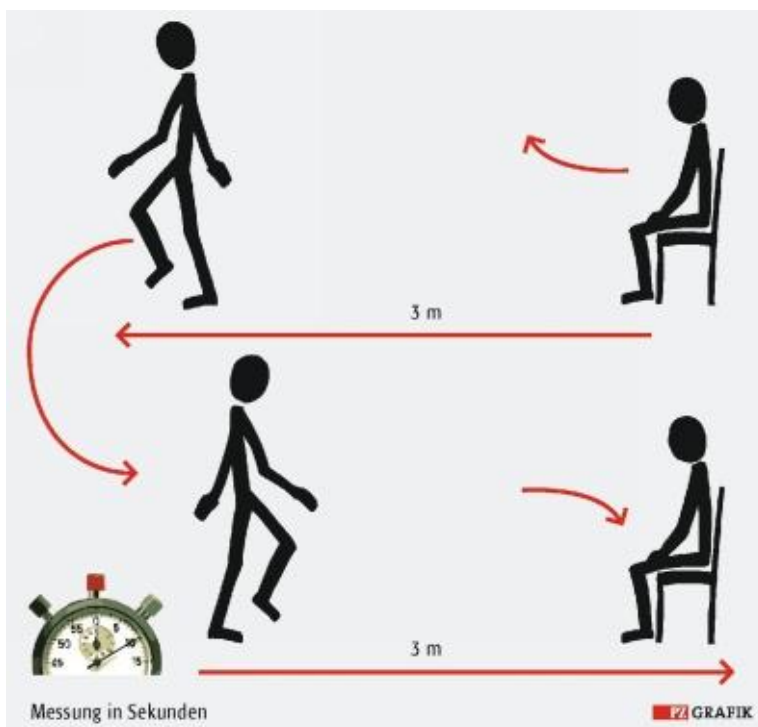
## 3.2 Průběh měření

Výzkum byl prováděn na diagnostickém a terapeutickém chodícím pásu C-mill ForceLink B.V. v Kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci.

Všichni probandi byli před zahájením měření seznámeni s postupem a účelem měření. Souhlasili s účastí na měření a následným zpracováním dat pro účely experimentálního výzkumu. K podpisu jim byl dán informovaný souhlas (příloha 1) a k vyplnění krátký vstupní dotazník, který měl eliminovat případné nevhodné patologie a nutnost vyloučení pacienta z experimentu (příloha 2).

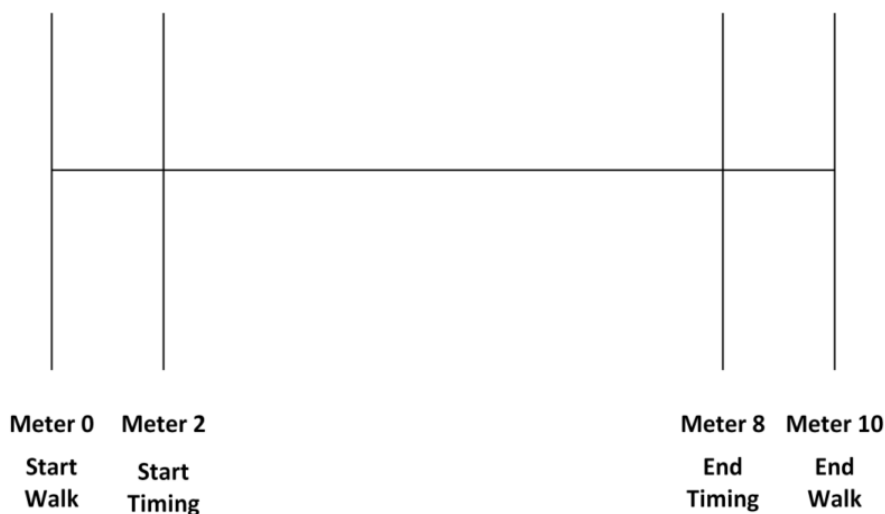
U probandů byly při prvním vstupním měření provedeny dva funkční testy (Timed Up and Go, 10 m walking test) shodně se studii Bello et al (2013), Heeren et al (2010), Flansbjer et al (2005). Test Timed Up and Go patří mezi funkční testy, které jednoduše zhodnotí riziko pádu pacienta a jeho základní funkční motoriku. Výchozí pozice pro tento test byl sed na židli bez opěrek, následovala 3 metry dlouhá chůze, otočení a chůze zpět k židli, na kterou se pacient opět posadil (Obrázek 3). Časové měření bylo zahájeno pokynem „start“ a zastaveno ve chvíli, kdy se proband opět usadil na židli. Každý účastník experimentu dostal pokyn, aby šel svou maximální možnou kontrolovanou rychlostí, která je pro něj ještě bezpečná. Pokud pacient potřeboval pro chůzi oporu o francouzskou berli, probíhal test s ní.

**Obrázek 3:** Test TUG



10-m walking test rovněž patří do škály funkčních testů, které hodnotí základní funkční motoriku probanda. Test je dlouhý 10 metrů, přičemž měření probíhá v prostředních 6 metrech chůze probanda, zbylé metry umožní měřené osobě zrychlení a následné zpomalení své chůze (Obrázek 4). Pacient vycházel z označení 0 metrů na povel „start“, na hranici (při kontaktu prstců probanda) 2 metrů bylo spuštěno měření, které bylo zastaveno na hranici (kontakt prstů probanda) 8 metrů. Proband byl opět vyzván, aby tento test absolvoval při své maximální kontrolované rychlosti chůze.

#### Obrázek 4: Test 10-m walking



Oba tyto testy byly provedeny třikrát a výsledné časové hodnoty vznikly průměrem dílčích měření. Výsledné hodnoty byly zaznamenány a brány jako vstupní parametry každého probanda.

Dále byl proband při prvním měření vyzván, aby šel svou maximální možnou kontrolovanou rychlostí po chodícím pásu C-mill, shodně se studií Ford et al (2006), charakteristiky jeho chůze byly zaznamenávány 3 minuty, stejně jako u Prassas et al (1996). Tyto výsledky byly brány jako vstupní hodnoty před zahájením terapie.

Samotná terapie na C-mill byla aplikována po dobu šesti týdnů podle studie Thaut et al. (1997), dvakrát týdně, 20 minut při každé návštěvě shodně s Yoram Baram (2007), Sullivan et al. (2002). Pro eliminaci rušivých vlivů byla terapie prováděna ve stejné dny i ve stejném časovém období dne, jak prokázal Prassas et al. (1996). Žádný z probandů nepotřeboval při terapii závesné zařízení s bezpečnostní vestou.

Rychlost pásu byla nastavena individuálně, podle možností probandů tak, aby pro ně byla chůze v této rychlosti přijatelná. V průběhu terapie byla rychlost pásu na žádost probanda, pokud bylo potřeba, lehce korigována. Proband byl vyzván, aby pozici svého těla udržoval v průběhu celé terapie ve světelně vyznačené oblasti pásu. Měřená osoba byla vyzvána k třiminutové samostatné chůzi po pásu, poté následovala samotná terapie.

Chůze probanda byla během terapie stimulována vizuálními podněty, s cílem snížení pravolevé asymetrie krokového cyklu. Úkolem probanda bylo udržet rytmus

kroku podle vizuálního doprovodu, který byl promítán na pás pomocí programu ForceLink CueFors. Vizuálně stimulovaná chůze byla realizována prostřednictvím nášlapných obdélníků. Barevné obdélníky byly na pás promítány prostřednictvím dataprojektoru a speciálního programovaného vybavení, které je součástí přístroje. Výchozí nastavení obdélníků (šířka a vzdálenost) odpovídala krokům probanda. Následně byla pravolevá asymetrie korigována pomocí počítačového programu. Úkolem probanda bylo pokládat svá chodidla na promítané obdélníky, čímž došlo k požadované korekci délky kroku a šířky base. V případě potřeby byla vzdálenost a šířka jednotlivých obdélníků manuálně upravena, aby se krokový cyklus přiblížil fyziologickým parametrům.

V terapii byly dále využity virtuální překážky. Proband byl upozorněn, že se na pásu budou zobrazovat šrafované virtuální překážky v libovolné vzdálenosti před ním. Jeho úkolem bylo modifikovat délku kroku tak, aby byl schopen překážku plynule překročit a pokračovat v chůzi. Poslední součástí terapie byla virtuální deska (barevně odlišený obdélník promítaný na chodící pás), která sloužila k adaptabilitě chůze. Proband byl upozorněn, že virtuální deska se začne určitou rychlostí pohybovat, jeho úkolem bylo zůstat svým tělem v tomto barevném obdélníku a přizpůsobit rychlost své chůze pohybu desky.

Po každé terapii byl proveden třiminutový záznam chůze, kdy byl proband vyzván, aby šel svou maximální možnou kontrolovanou rychlostí. Naměřené hodnoty byly zaznamenány a dále zpracovány.

Při výstupním měření byl proband opět vyzván k tomu, aby šel tři minuty svou maximální možnou kontrolovanou rychlostí na chodícím pásu C-mill, poté byly provedeny funkční testy chůze za stejných podmínek jako při prvním měření (Timed Up and Go, 10 m walking test).

### 3.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software SPSS verze 15, SPSS Inc. Chicago USA a program Microsoft Excel 2010.

Pro zhodnocení výsledků z chodícího pásu C-mill a z testů TUG a 10m - walking byla použita základní popisná charakteristika pomocí statistických veličin. Byla stanovena minimální hodnota, maximální hodnota a medián.

Platnost všech hypotéz byla ověřena pomocí neparametrického párového Wilcoxonova testu. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05 (5% hladiny významnosti). Hodnoty  $p < 0,05$  jsou považovány za statisticky významné výsledky testu, kdy nulovou hypotézu můžeme zamítnout. Všechny průkazné výsledky jsou doplněny krabicovými grafy (tzv. Box grafy). V box grafu vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty. Pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty, jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami. Vývoj zkoumaných parametrů v průběhu času je popsán v přehledném spojnicovém grafu pomocí regresních koeficientů.



## 4 Výsledky

### 4.1 Testování hypotézy $H_0$

Stanovení hypotézy:

**$H_0$ 1: Délka kroku před terapií je stejná jako délka kroku po terapii.**

**$H_A$ 1: Délka kroku před terapií není stejná jako délka kroku po terapii.**

Při ověření této hypotézy byla porovnána délka kroku paretické a neparetické strany, která byla zjištěna při prvním měření pacientů, a délka kroku pacientů, která byla zjištěna při 12. měření pacientů. Vzhledem k malému počtu probandů ( $n = 7$ ) byla hypotéza verifikována neparametrickým párovým Wilcoxonovým testem. Data byla popsána pomocí robustních statistik - hodnotou mediánu, minimální a maximální hodnotou. Výsledky byly přehledně shrnuty v tabulce (Tabulka 2). Zkratka Min označuje minimální naměřenou hodnotu, Max znamená maximální hodnotu. Z-statistika je hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu, p je dosažená hodnota statistické významnosti neboli signifikance daného testu. Za statisticky významné byly považovány hodnoty p, které byly menší než 0,05. Takové výsledky jsou v tabulce zvýrazněny tučným písmem.

**Tabulka 2:** Tabulka pro porovnání délky kroku před terapií a po terapii

	Před terapií (n = 7)			Po terapii (n = 7)			Z- statistika	p
	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max		
Délka kroku paretické DK (mm)	346	273	491	612	446	712	-2,366	<b>0,018</b>
Délka kroku neparetické DK (mm)	332	257	545	636	452	702	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

n – počet probandů

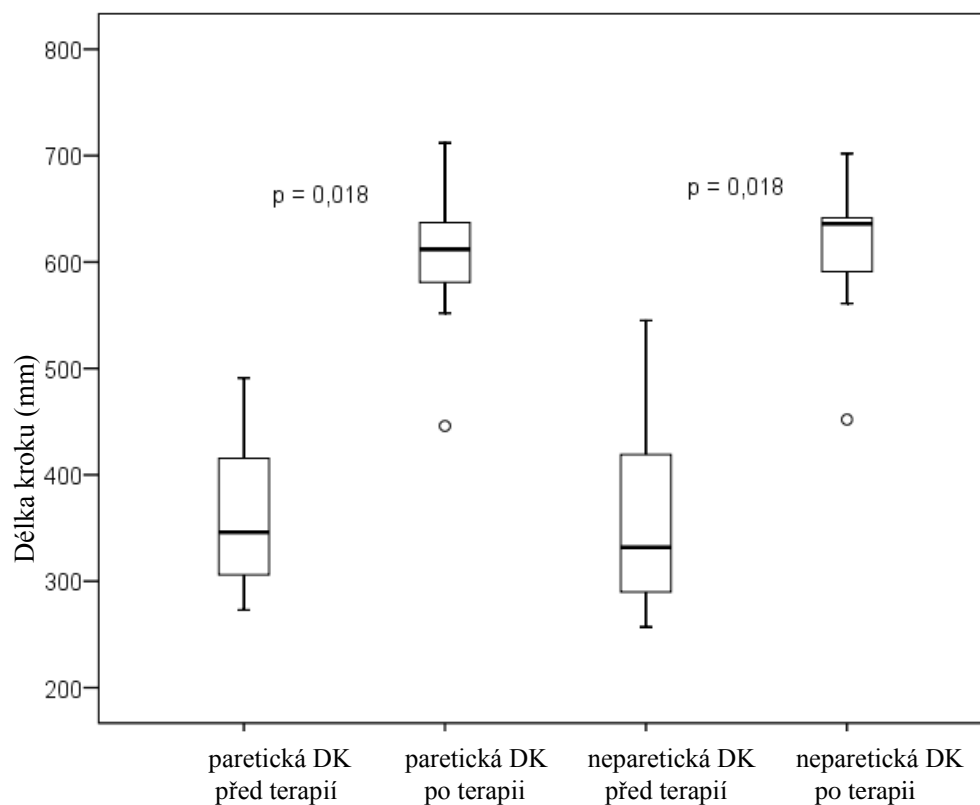
Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovými testy byly prokázány po terapii statisticky významně vyšší hodnoty délky kroku paretické i neparetické dolní končetiny, **p = 0,018** pro obě končetiny. **Nulovou hypotézu  $H_0$  můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.**

Rozložení dat je znázorněno box grafem (Graf 1). V box grafu vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty. Pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty, jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

**Graf 1:** Box-graf popisující výsledné rozložení délky kroku před a po terapii u paretické a neparetické DK



## 4.2 Testování hypotézy $H_02$

Stanovení hypotézy:

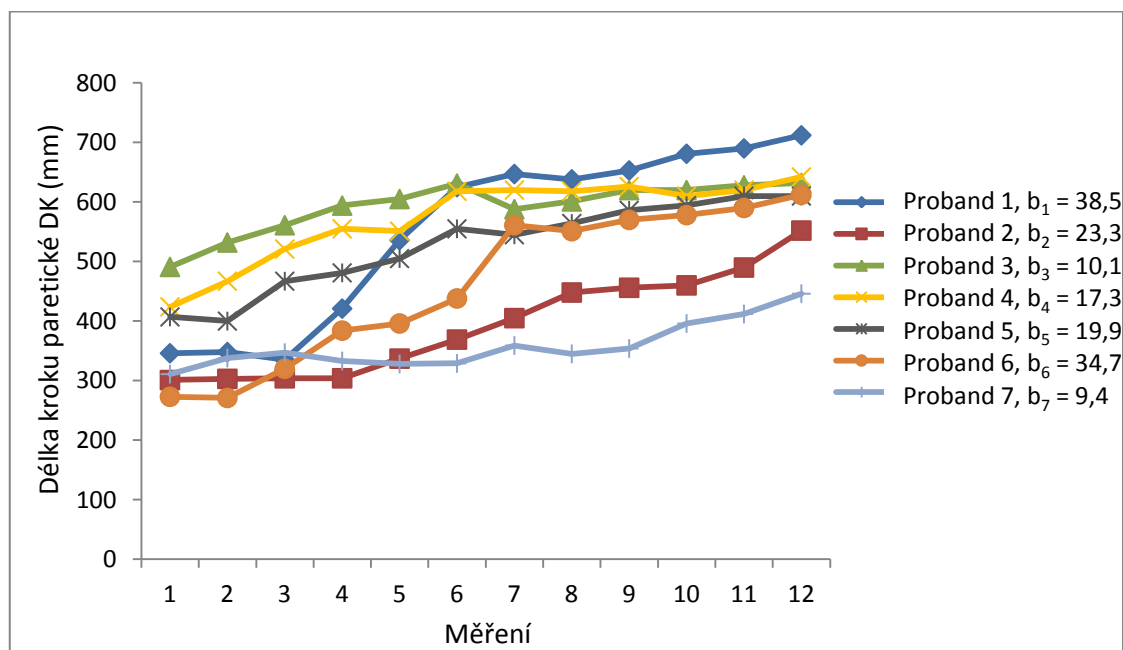
**$H_02$ :** Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje délky kroku, je rovna 0. Během 12 měření nebyl pozorován žádný vývoj délky kroku.

**$H_A2$**  Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje délky kroku, není rovna 0. Během 12 měření byl pozorován vývoj délky kroku.

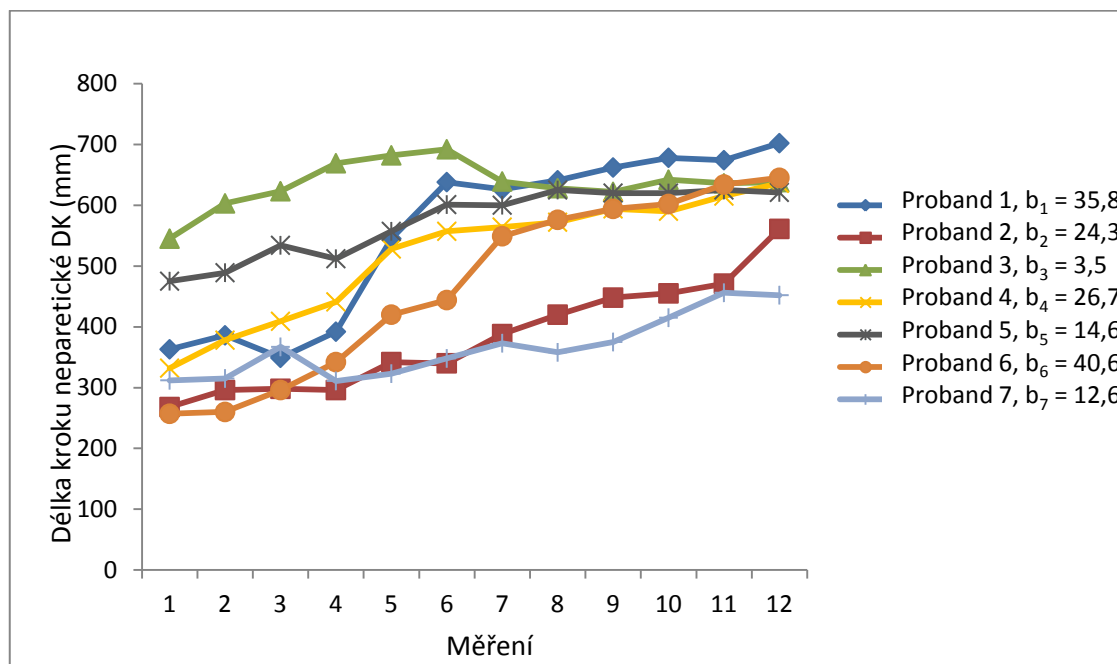
Dále jsme sledovali i vývoj délky kroku, který nastal během 12 měření a graficky jsme jej znázornili pomocí spojnicového grafu. Pro každého probanda byl spočítán regresní koeficient ( $b_i$ ,  $i = 1$  až 7), který charakterizuje vývoj délky kroku

daného jedince. U všech pacientů byly hodnoty regresních koeficientů kladné, to znamená, že se během měření délka kroku prodlužovala. Hodnota regresních koeficientů vyjadřuje průměrnou změnu v délce kroku, která nastala mezi jednotlivými měřeními. Tyto údaje byly zaznamenány do grafu. Je tedy patrné, že největší dynamika změn byla u prvního probanda, u něhož se délka kroku paretické DK zvětšovala v průměru o 38,5 při každém měření. Naopak nejmenší rozdíly byly zaznamenány u probanda č. 3, u něhož se délka kroku paretické DK zvětšovala v průměru o 10,1 při každém měření (Graf 2). Obdobné výsledky byly zjištěny i u neparetické DK (Graf 3). Zde byla zjištěna největší dynamika vývoje u probanda č. 6, hodnota regresního koeficientu byla 40,6, a nejmenší u probanda č. 3, hodnota regresního koeficientu je 3,5.

**Graf 2:** Spojnicový graf znázorňující hodnoty regresních koeficientů u délky kroku paretické DK



**Graf 3:** spojnicový graf znázorňující hodnoty regresních koeficientů u délky kroku neparetické DK



Regresní koeficienty popisující vývoj délky kroku paretické a neparetické strany byly popsány pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty (Tabulka 3). Hypotéza byla ověřena jednovýběrovým neparametrickým testem. V tabulce jsou uvedeny hodnoty testových statistik a dosažená hodnota statistické významnosti  $p$ , které jsou v obou případech rovny 0,018. **Můžeme tedy zamítnout nulovou  $H_0$  hypotézu ve prospěch alternativní hypotézy.** Během měření se délka kroku zvyšovala u paretické i neparetické dolní končetiny.

**Tabulka 3:** Popisná tabulka pro délku kroku paretické a neparetické DK

Regresní koeficient (n = 7)	Testovaná hodnota = 0			Z- statistika	p
	Medián	Min	Max		
Délka kroku paretické DK (mm)	19,9	9,4	38,5	-2,366	<b>0,018</b>
Délka kroku neparetické DK (mm)	24,3	3,5	40,6	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

### 4.3 Testování hypotézy $H_03$

Stanovení hypotézy:

**$H_03$ : Contact time před terapií je stejný jako contact time po terapii.**

**$H_A3$ : Contact time před terapií není stejný jako contact time po terapii.**

Hypotéza byla ověřena obdobným způsobem jako hypotéza  $H_01$  (Tabulka 4).

**Tabulka 4:** Popisná tabulka pro dobu contact time u paretické a neparetické DK

	Před terapií (n = 7)			Po terapii (n = 7)			Z- statistika	p
	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max		
Doba "contacttime" paretická DK (s)	1,24	0,89	1,86	0,82	0,63	1,07	-2,366	<b>0,018</b>
Doba "contacttime" neparetická DK (s)	1,27	0,87	1,89	0,84	0,63	1,14	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

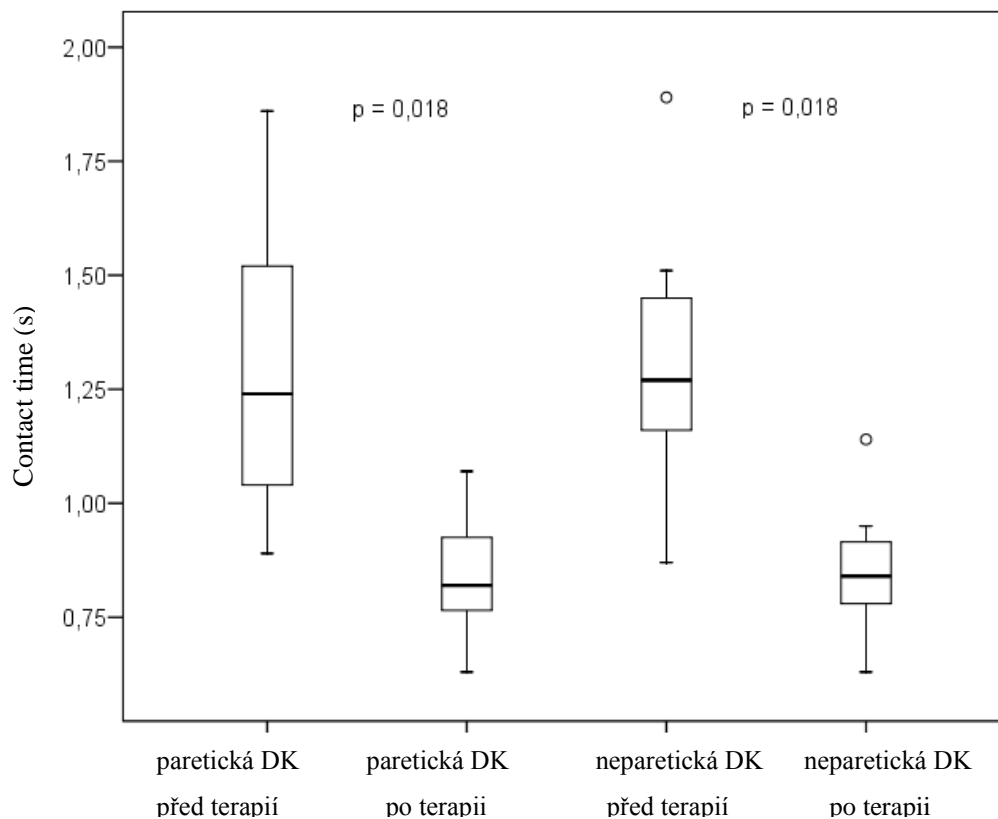
n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovými testy byly prokázány po terapii statisticky významně nižší hodnoty doby kontaktu s podložkou paretické i neparetické dolní končetiny,  $p = 0,018$  pro obě končetiny. **Nulovou hypotézu  $H_0$  můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.** Rozložení dat je znázorněno box grafem (Graf 4).

**Graf 4:** Box-graf znázorňující rozložení hodnot contact time pro paretickou a neparetickou DK



Vývoj veličiny „contact time“ byl opět charakterizován pomocí regresních koeficientů, jejichž hodnoty jsou zaznamenány ve spojnicových grafech.

#### 4.4 Testování hypotézy $H_04$

Stanovení hypotézy:

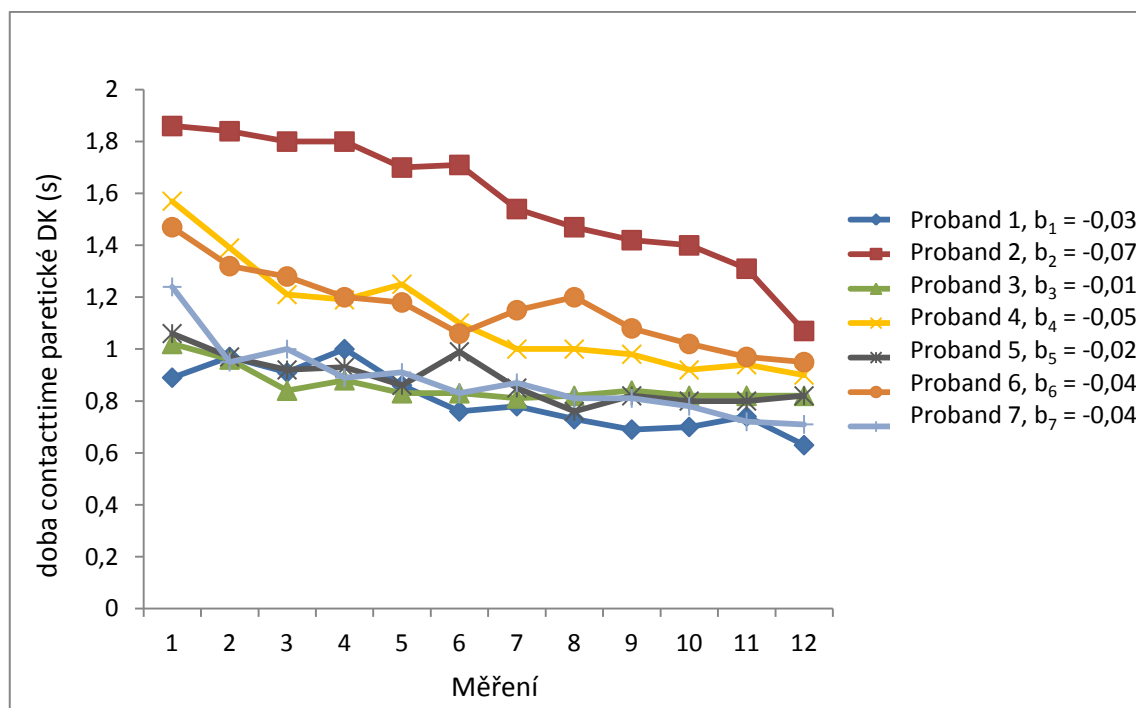
**$H_{04}$ :** Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje veličiny contact time, je rovna 0. Během 12 měření nebyl pozorován žádný vývoj doby kontaktu chodidla pacienta s podložkou.

**$H_{A4}$ :** Střední hodnota regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku veličiny contact time, není rovna 0. Během 12 měření byl pozorován vývoj doby kontaktu chodidla pacienta s podložkou.

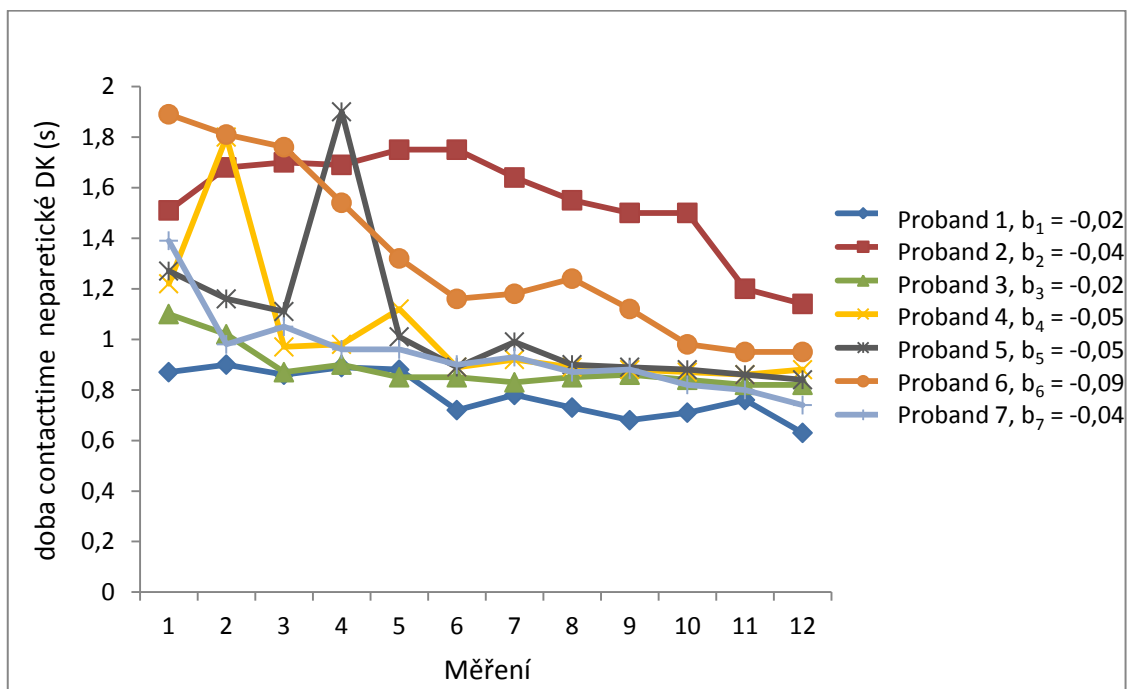


Dále jsme sledovali i vývoj parametru contact time, který nastal během 12 měření, a graficky jsme jej znázornili pomocí spojnicového grafu. Pro každého probanda byl spočítán regresní koeficient ( $b_i$ ,  $i = 1$  až 7), který charakterizuje vývoj parametru contact time u daného jedince. U všech pacientů byly hodnoty regresních koeficientů záporné, to znamená, že se během měření doba contact time u jednotlivých probandů zkracovala. Hodnota regresních koeficientů vyjadřuje průměrnou změnu v době contact time, která nastala mezi jednotlivými měřeními. Tyto údaje byly zaznamenány do grafu a je tedy patrné, že největší dynamika změn byla u druhého probanda, u něhož se doba contact time u paretické DK zmenšovala v průměru o -0,09 s při každém měření. Naopak nejmenší rozdíly byly zaznamenány u probanda č. 3, u něhož se doba contact time v průměru zmenšovala o -0,01 při každém měření (Graf 5). Obdobné výsledky byly zjištěny i u neparetické DK (Graf 6). Zde byla zjištěna největší dynamika vývoje u probanda č. 6, hodnota regresního koeficientu byla -0,09, a nejmenší u probanda č. 1 a č. 3, hodnota regresního koeficientu je -0,02.

**Graf 5:** Spojnicový graf znázorňující rozložení hodnot regresních koeficientů pro contact time paretické DK



**Graf 6:** Spojnicový graf znázorňující rozložení hodnot regresních koeficientů pro contact time u neparetické DK



Hypotéza byla ověřena obdobným způsobem jako hypotéza H<sub>02</sub> (Tabulka 5).

**Tabulka 5:** Popisná tabulka pro contact time u paretické a neparetické DK

Regresní koeficient (n = 7)	Testovaná hodnota = 0			Z- statistika	p
	Medián	Min	Max		
Doba „contacttime“ paretické DK (s)	-0,035	-0,067	-0,013	-2,366	<b>0,018</b>
Doba „contacttime“ neparetické DK (s)	-0,040	-0,090	-0,019	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Regresní koeficienty popisující vývoj parametru contact time u paretické a neparetické DK byly popsány pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty. Hypotéza byla ověřena jednovýběrovým neparametrickým testem. V tabulce jsou uvedeny hodnoty testových statistik a dosažené hodnota statistické významnosti  $p$ , které jsou v obou případech rovny 0,018. **Můžeme tedy zamítnout nulovou  $H_0$  hypotézu ve prospěch alternativní hypotézy.** Během měření se doba kontaktu chodidla s podložkou snižovala u obou dolních končetin.

## 4.5 Testování hypotézy $H_05$

Stanovení hypotézy:

**$H_05$ : Výsledky testu TUG před terapií jsou stejné jako po terapii.**

**$H_A5$ : Výsledky testu TUG před terapií nejsou stejné jako po terapii.**

Výsledky testu TUG byly popsány pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty (Tabulka 6). Hypotéza byla ověřena Wilcoxonovým testem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce.

**Tabulka 6:** popisná tabulka pro hodnocení testu TUG

	Před terapií (n = 7)			Po terapii (n = 7)			Z- statistika	p
	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max		
Test TUG (s)	10,30	9,87	18,99	9,59	7,10	18,01	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

TUG – test Timed up and Go

Min – minimum

Max – maximum

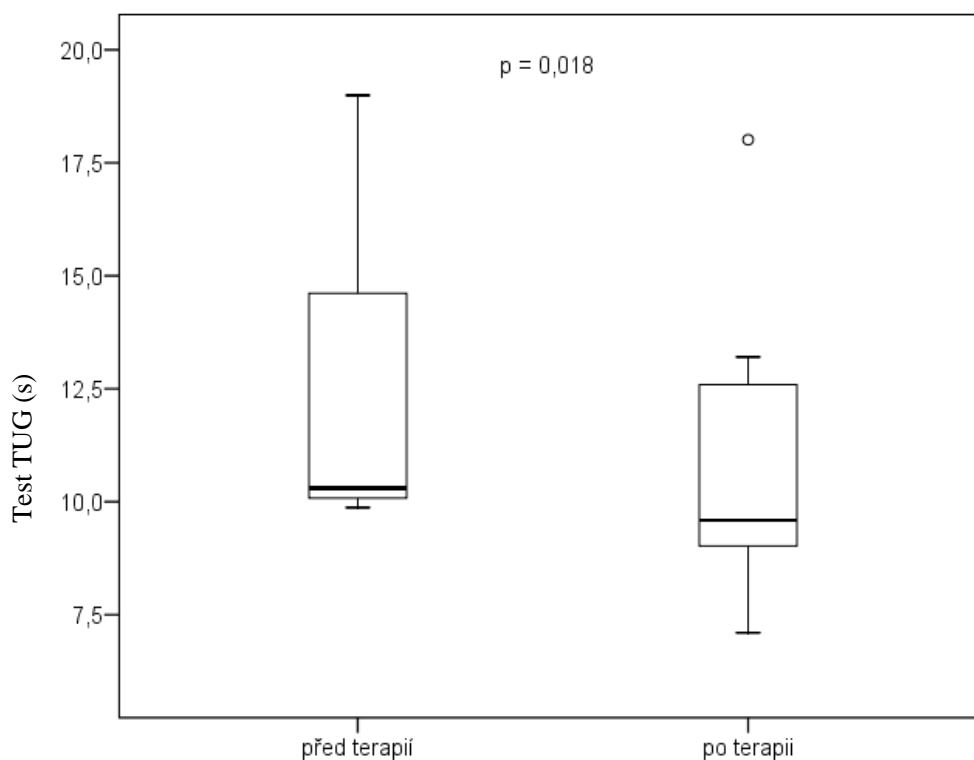
n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovým testem byly prokázány po terapii statisticky významně nižší hodnoty testu TUG,  $p = 0,018$ . **Hypotézu  $H_05$  můžeme zamítnout.** Rozložení dat je ukázáno box grafem (Graf 7).

**Graf 7:** Box-graf pro znázornění rozložení výsledků testu TUG před terapií a po terapii



## 4.6 Testování hypotézy $H_06$

Stanovení hypotézy:

**$H_06$ :** Výsledky testu 10 m walking před terapií jsou stejné jako po terapii.

**$H_{A6}$ :** Výsledky testu 10 m walking před terapií nejsou stejné jako po terapii.

Výsledky testu 10 m walking byly popsány pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty. Hypotéza byla ověřena Wilcoxonovým testem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce (Tabulka 7).

**Tabulka 7:** Popiná tabulka pro hodnocení testu 10-m walking

	Před terapií (n = 7)			Po terapii (n = 7)			Z- statistika	P
	Medián	Min	Max	Medián	Min	Max		
Test 10-m walking (s)	5,60	4,45	11,02	5,23	4,33	9,70	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

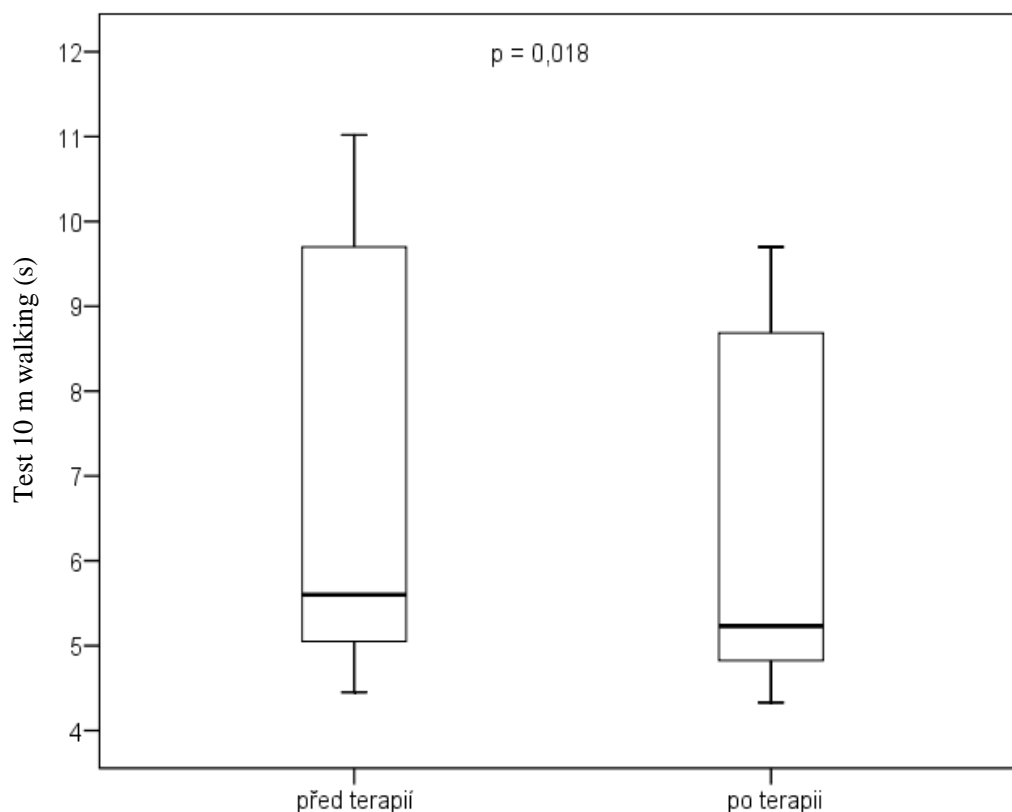
n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovým testem byly prokázány po terapii statisticky významně nižší hodnoty testu 10 m walking,  $p = 0,018$ . **Hypotézu  $H_06$  můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.** Rozložení dat je ukázáno box grafem (Graf 8).

**Graf 8:** Box-graf pro znázornění rozložení hodnot testu 10-m walking



#### 4.7 Testování hypotézy $H_07$

Stanovení hypotézy:

**$H_07$ : Symetrie délky kroku před terapií je stejná jako symetrie délky kroku po terapii.**

**$H_A7$ : Symetrie délky kroku před terapií není stejná jako symetrie délky kroku po terapii.**

Symetrie délky kroku byla měřena jako rozdíl v délce kroku paretické a neparetické DK. Veličina Rozdíl v délce kroku byla popsána pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty. Hypotéza byla ověřena Wilcoxonovým testem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce (Tabulka 8).

**Tabulka 8:** Popisná tabulka pro hodnocení asymetrie u paretické a neparetické DK

	Před terapií (n = 7)			Po terapii (n = 7)			Z- statistika	p
	Medián	min	max	Medián	min	max		
Rozdíl v délce kroku paretické a neparetické DK (mm)	33,00	1,00	92,00	9,00	6,00	33,00	-1,690	0,091

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

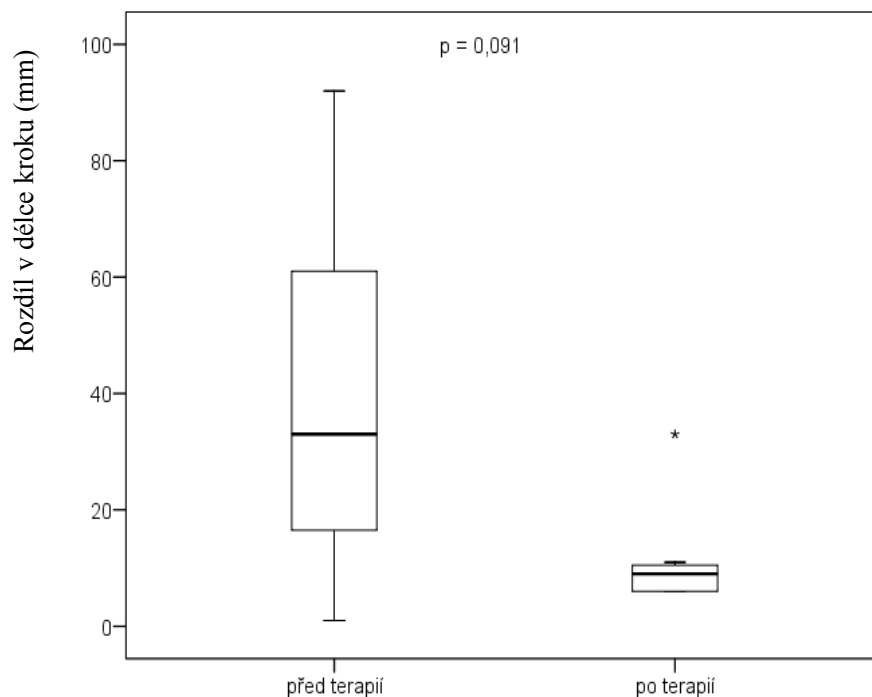
n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovým testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi symetrií délky kroku, která byla zjištěna před terapií, symetrií délky kroku, která byla naměřena po terapii,  $p = 0,091$ . **Hypotézu  $H_0$ 7 nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.** Rozložení dat je ukázáno box grafem (Graf 9).

**Graf 9:** Box graf znázorňující změnu asymetrie chůze u délky kroku před terapií a po terapii.



## 4.8 Testování hypotézy $H_08$

Stanovení hypotézy:

**$H_08$ :** Symetrie contact time před terapií je stejná jako symetrie contact time po terapii.

**$H_A8$ :** Symetrie contact time před terapií není stejná jako symetrie contact time po terapii.

Symetrie contact time byla měřena jako rozdíl v contact time paretické a neparetické DK. Veličina Rozdíl v contact time byla popsána pomocí mediánu, minimální a maximální hodnoty. Hypotéza byla ověřena Wilcoxonovým testem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce (Tabulka 9).



**Tabulka 9:** Popisná tabulka pro hodnocení asymetrie contact time v průběhu terapie

	Před terapií (n = 7)			Po terapií (n = 7)			Z- statistika	p
	Medián	min	max	Medián	min	max		
Rozdíl v "contact time" paretické a neparetické DK (s)	0,21	0,02	0,42	0,02	0,00	0,07	-2,366	<b>0,018</b>

**Legenda:**

Min – minimum

Max – maximum

DK – dolní končetina

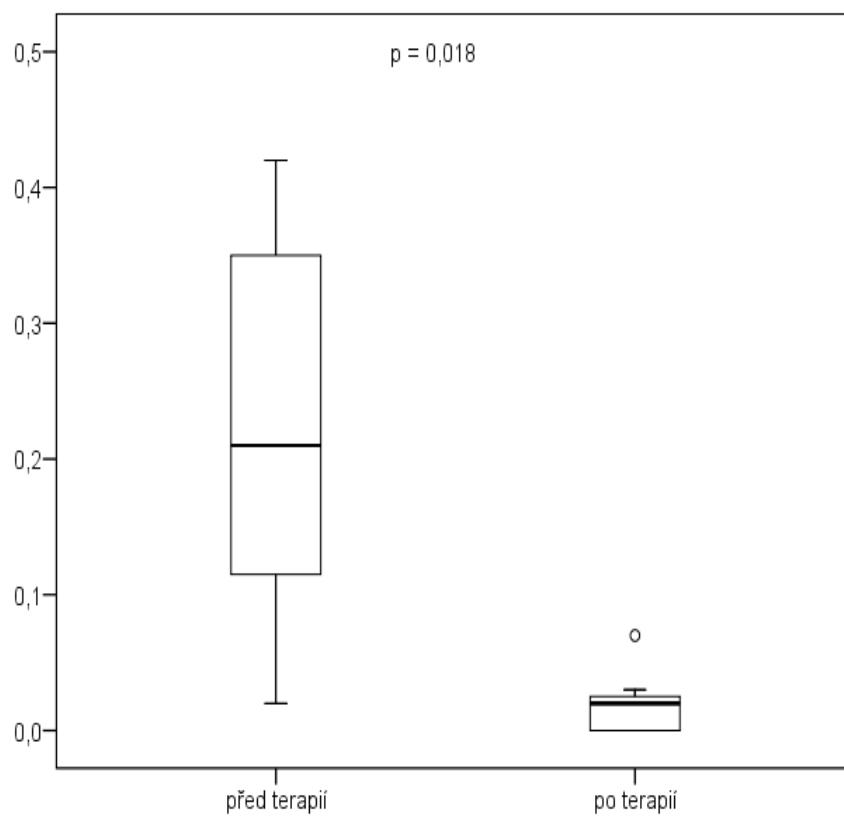
n – počet probandů

Z-statistika – hodnota testové statistiky Wilcoxonova testu

p – hladina významnosti

Wilcoxonovým testem byly prokázány po terapii statisticky významně nižší hodnoty rozdílu v contact time,  $p = 0,018$ . **Hypotézu  $H_0$  můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.** Rozložení dat je ukázáno box grafem (Graf 10).

**Graf 10:** Box graf znázorňující změnu asymetrie contact time před terapií a po terapii



## 5 Diskuse

Pacienti po cévní mozkové příhodě mají často přetrvávající neurologický deficit, který je limituje v běžných denních aktivitách. Tyto nedostatky se mohou projevit právě při bipedální lokomoci. Chůze pro člověka představuje základní prostředek lokomoce, slouží k sebeobsluze i dalším životním aktivitám jedince (Véle, 2006, ss. 347-348). Až u 50% pacientů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody přetrvává porucha mobility, která je spojena s omezením samostatnosti jedince, zároveň vede ke vzniku dalších přidružených potíží, které jsou spojeny například s nuceným sedavým způsobem života (Patterson et al., 2008, p. 221). Pro pacienty po cévní mozkové příhodě je chůze spojena i se zvýšeným rizikem pádu (Heeren et al., 2013, p. 616). Výsledky studie Weerdesteyna prokazují zvýšené riziko pádu ve venkovním prostředí, kde musí člověk překonávat nástrahy nerovnosti terénu (Weerdesteyn et al., 2008, p. 1). Následná obnova nebo kompenzace chůze se proto stává jednou z hlavních otázek léčebné rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě.

Cílem této kapitoly je zhodnotit efektivitu terapie chůze na chodícím pásu C-mill u probandů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody a porovnat zjištěné poznatky s výsledky odborných studií. Změna časoprostorových charakteristik chůze zůstává stále častým námětem studií, které se snaží prokázat přínosnost zařazení chodícího pásu do klasických metod léčebné rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Chůze po rovném terénu nemusí představovat takový problém jako chůze v terénu nerovném. Proto byl v této práci využit terapeutický chodící pás C-mill, který umožňuje propojení reálného prostředí i virtuálních překážek. Výhodou tohoto přístroje je možnost zařazení vizuálních vjemů, které modifikují náročnost zadávaných úkolů. Výsledkem je tedy trénink adaptability chůze pacientů, možnost ovlivnění dynamiky chůze a zároveň možnost vizuální kontroly (Heeren et al., 2013, pp. 616-617).

Z mnoha studií je znám pozitivní vliv terapie chůze na rozličných trenažérech na změnu rychlosti chůze, změnu kadence, délky kroku, doby kontaktu chodidla

s podložkou a další parametry charakterizující chůzi. Minimum studií se zabývá efektem terapie chůze u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody

## 5.1 Diskuse k výběru probandů

Pro diplomovou práci byli vybráni probandi s hemiparézou vzniklou na podkladě cévní mozkové příhody, ve všech případech ischemické etiologie většinou v povodí arteria cerebri media. U jednoho probanda byl podkladem ischemický iktus v povodí arteria cerebri anterior.

Do studie byli zařazeni probandi ve věku 23 až 75 let, přičemž celou terapii absolvovali probandi ve věkovém rozmezí 44 až 63 let, čímž vznikla poměrně homogenní skupina. Vliv věku na stereotyp chůze byl prokázán u Smidta et al (1990). Probandi měli přetrvávající patologii chůze a tento deficit vznikl následkem první ataky cévní mozkové příhody, která proběhla před více než 6 měsíci. Nezbytným kritériem byla schopnost samostatné chůze, která vykazovala časoprostorové asymetrie. Odchytky od měřených parametrů by u zdravých jedinců neměly přesáhnout 2% (u mladých jedinců) a 3% u starších jedinců (Huxham et al., 2005 s., 159). Předpokladem u výběru probandů byla i snížená rychlost jejich chůze, změněná délka kroku i doba kontaktu chodidla s podložkou.

Dalším podstatným kritériem výběru probandů byla nepřítomnost potíží se zrakem. Tento lidský smysl se podílí na charakteristice lidské chůze, poskytuje člověku informace o prostředí kolem něj. Tento vizuální vjem a informace jsou posléze využity k naplánování chůze. Zrak umožňuje získat informace o okolí s předstihem, tudíž dojde k naplánování stereotypu chůze tak, aby nehrozila kolize s žádnou překážkou (Hollands, Patla, Vickers, 2002, ss. 221-222).

Probandi byli vybíráni podle kritérií, které byly použity i v dalších obdobných studiích, například Jaffe at al. (2004), Heeren et al. (2013).

## 5.2 Diskuse ke zvolené metodice

Terapie a objektivizace výsledků na chodícím pásu C-mill byla zvolena na základě předchozích studií (Heeren et al, 2013, Patterson et al, 2008, Chen et al, 2005). Zaměřili jsme se na změnu časoprostorových charakteristik chůze, které bývají u pacientů po cévní mozkové příhodě změněny oproti fyziologii u zdravých jedinců. Časové a prostorové charakteristiky chůze jsou pro zhodnocení využívány ve fyziologii i v patologii.

Podle Forda se patologie chůze zcela projeví až při maximální rychlosti chůze probanda (Ford et al., 2007, pp. 150-155), proto i naše měření probíhala při maximální možné kontrolované rychlosti chůze pacientů. Zároveň rychlejší chůze s nutností vizuální kontroly vykazovala podle výsledků Raymonda a Daye větší chyby v přesném zacílení chodidla (Raymond, Day, 2005, p. 682). Proto si optimální rychlost chůze volil každý proband sám, dle svých schopností. Za optimální trvání chůze, kdy dojde k výskytu patologických charakteristik, jsou podle Prassase považovány 3 minuty (Prassas et al., 1996, pp. 218-223), i tady byla tedy naše metodika inspirována zvolenými podmínkami ze zahraniční studie. Pro eliminaci rušivých vlivů byla terapie prováděna ve stejné dny i ve stejném časovém období dne. (Prassas et al., 1996, pp. 218-223). Pro optimalizaci výsledků terapie byly zvoleny dva funkční testy – Timed Up and Go, 10 – m walking test, které dobře korelují s rychlostí chůze (Shamay, Hui-Chan, 2005, p. 1641).

Nedostatky chůze pacientů po cévní mozkové příhodě se projevují ve venkovním prostředí, kdy jsou lidé vystaveni nerovnostem terénu, nečekaným překážkám a nutnosti přizpůsobovat parametry chůze aktuálním podmínkám. Trénink těchto parametrů umožňuje zařazení chodícího pásu, který je propojen se systémem virtuální reality, prostřednictvím které se může proband naučit reagovat na vzniklé podmínky a přizpůsobit svou chůzi těmto změnám (Heeren et al., 2013, p. 617). Při chůzi pohled člověka směřuje většinou daleko dopředu, pokud je chůze limitována například překážkou nebo změnou zevního prostředí, tak je pohled zacílen do předpokládaného místa kontaktu chodidla s nebo před překážkou. Terapie spojená s vizuální stimulací chůze může být proto využita k lepší kontrole pohybu dolních končetin během chůze (Raymond, Day, 2005, p. 677).

Kang et al. uvádí, že vizuální zpětná vazba především motivuje pacienty po cévní mozkové příhodě k podílení se na své léčbě, zvyšuje jejich koncentraci, přispívá ke zlepšení posturální stability, zlepšuje rovnováhu a schopnost jejich chůze (Kang et al., 2011, p. 251). Chodící pás pro tuto stimulaci využívá světelné obdélníky, které pro pacienta představují místo kontaktu jeho chodidla s podložkou při chůzi. Díky tomu dochází nepřímo k ovlivnění šířky báze a délky kroku (Roerdink, 2008, p. 13). Podle Thauta, McIntoshe, Riceho tento typ stimulace u pacientů vede ke zlepšení symetrie chůze (Thaut, McIntosh, Rice, 1997, p. 211). Nutnost vizuální zpětné vazby jako kontroly pohybu při chůzi člověk potřebuje méně, pokud zůstává překážka neměnná. Pokud se cílový předmět pohybuje, ukazují výsledky studií, že člověk je schopen díky vizuální zpětné vazbě a dostatku času upravit trajektorii pohybu i po opuštění nohy z podložky tak, aby se předmětu vyhnul (Raymond, Day, 2005, p. 682). Latence při reakci na překážku je u zdravých lidí přibližně 120 ms, výsledky studie Weerdesteyna at al. ukazují, že u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody je tato latence výrazně posunuta až k hodnotám 219 ms. Takto výrazná ztráta automatického plánování chůze může být překážkou i v běžném životě, protože takto postižení lidé ztrácí schopnost propojení kognitivních úkolů s běžnou chůzí, tudíž pohyb ve složitějším zevním prostředí je velmi ztížen (Weerdesteyn et al., 2007, p. 1691).

### **5.3 Diskuse k hypotéze H<sub>01</sub>**

U hypotézy H<sub>01</sub> jsme ověřovali statisticky významný efekt terapie na chodícím pásu C-mill na délku kroku (step length). Cílem této kapitoly je zhodnotit vliv terapie na chodícím pásu C-mill, kdy byl využit vizuální vjem na délku kroku u probandů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody.

Délka kroku (step length) je charakterizována jako vzdálenost mezi bodem jedné dolní končetiny a následným bodem té samé dolní končetiny (Kirtley, 2005, p. 243). Pokud je chůze lineární, nejčastěji tímto bodem bývá kontakt paty. Při cyklické chůzi je délka kroku a doba kontaktu s podložkou shodná na levé i pravé dolní končetině u všech kroků. Odchyly od těchto parametrů jsou měřítkem variability, která by u zdravých jedinců neměla přesáhnout 2% (u mladých jedinců) a 3%

u starších jedinců (Huxham et al., s. 159, 2005). Variabilita délky kroku u pacientů s hemiparézou je výraznější, jak se prokázalo i v naší práci.

Se zkrácením délky kroku souvisí i rychlost chůze (Patterson et al., 2008, p. 224). Průměrná rychlost chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě je nižší než hodnoty u zdravých jedinců. V 17 provedených studiích se průměrná rychlost chůze pacientů pohybovala od 0,23 m/s po 0,73 m/s. Naměřené hodnoty jsou závislé na závažnosti prodělané cévní mozkové příhody, na stáří pacienta a na uplynulé době od iktu. V souladu s poklesem rychlosti chůze je zároveň nižší i kadence a délka kroku. Podle Nakamury je lineární růst rychlosti a kadence ověřen jen do velikosti kadence 90 kroků/min a rychlosti 0,33 m/s (Olney, Richards, 1995, p. 137). Průměrná rychlost chůze u zdravé populace se pohybuje mezi 1-1,3 m/s (Giuliani, 1990, p. 254). Průměrná rychlost chůze probandů v naší studii byla shodná s výsledky studií, tedy 0,723 m/s, přičemž nejnižší hodnoty byly 0,19 m/s, naměřeny u jednoho probanda při prvním měření, a nejvyšší 1,09 m/s naměřeny u jednoho probanda při výstupním měření.

Vzhledem k nárůstu délky kroku docházelo v naší studii i ke zvyšování rychlosti chodícího pásu. Tyto výsledky korelují s výsledky ze studií Titianova et al. (2003). Z výsledků studie Pattersona et al. vyplývá, že na zvyšující se rychlosti chůze se podílela prodlužující se délka kroku a zároveň snižování kadence (Patterson et al., 2008, p. 224). Naopak výsledky studie Balasubramaniana et al. závislost délky kroku a rychlosti chůze popírají (Balasubramanian et al., 2007, p. 47). Výsledné parametry Pattersona et al. byly zachovány i při kontrolním měření, které proběhlo po 6 měsících od provedeního experimentu (Patterson et al., 2008, p. 224). Shodu s těmito výsledky můžeme hledat v naší studii v přetrvávajících změnách, které zůstávaly probandům od předchozí terapie, což znamená, že po každé další terapii byla výsledná rychlost chůze a délka kroku větší než na konci předchozí terapie. Patterson et al. se dále domnívá, že prodloužení délky kroku na paretické i neparetické straně má pro člověka větší přínos než snižování kadence (Patterson et al., 2008, p. 224). Prodloužení délky kroku může znamenat lepší a kvalitnější zapojení paretické nohy do pohybu. Tato lepší funkce paretické dolní končetiny může znamenat prodloužení délky kroku i u neparetické dolní končetiny (Balasubramanian et al., 2007, p. 46). K potvrzení těchto domněnek by bylo potřeba provedení další biomechanické studie.

Z výsledků naší studie vyplývá statisticky významné prodloužení délky kroku na paretické i neparetické dolní končetině. Optimální délka kroku je závislá na výšce člověka. Přibližně 42% výšky těla odpovídá délce kroku. Pokud tento parametr porovnáme s výsledky naší studie, kde průměrná výška jedinců byla 176,5 cm, měla by délka jejich kroku být přibližně 741 mm. Medián délky kroku po prodělané terapii u levé dolní končetiny 612 mm a u pravé dolní končetiny 636 mm. Počáteční hodnoty tedy vzrostly v průměru přibližně o 38 mm při každé terapii. Ve studii Patterson et al. došlo k prodloužení délky kroku přibližně o 5 cm (Patterson et al., 2008, p. 226). Naše výsledky poukazují na výraznější změnu délky kroku, avšak tyto parametry mohou být ovlivněny nízkým počtem probandů, kteří absolvovali celou terapii, popřípadě věkem vybrané skupiny probandů a závažností jejich patologií chůze.

S přibývajícím věkem je častěji voleno probandy prodloužení délky kroku při zacílení chodidla na světelnou značku (Weerdesteyn et al. in Bank, Roerdink, Peper 2011, p. 167). Tato podobná tendence je prokázána i u probandů po cévní mozkové příhodě (Roerdink et al., 2009, p. 676). 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 – mesencefalickou a subtalamické motorické oblasti (Varraine et al. in Bank, Roerdink, Peper, 2011, p. 167). Zvýšení propulze může být dalším mechanismem, který vede k lepšímu zapojení paretické dolní končetiny do pohybu při chůzi (Patterson et al, 2008, p. 224, Balasubramanian et al., 2007, p. 46).



## 5.4 Diskuse k hypotéze H<sub>03</sub>

U hypotézy H<sub>03</sub> jsme ověřovali statisticky významný efekt terapie na chodícím pásu C-mill na parametr doba kontaktu (contact time). Cílem této kapitoly je zhodnotit vliv terapie na chodícím pásu C-mill, kdy byl využit vizuální vjem na dobu kontaktu chodidla s podložkou u probandů v chronickém stádiu cévní mozkové příhody.

Doba kontaktu chodidla s podložkou patří mezi parametry hodnotící časoprostorové charakteristiky chůze. Prodloužení doby jednooporové fáze paretické dolní končetiny při terapii chůze je ukazatelem zvyšujícího se zatížení paretické končetiny. 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. 712).

Variabilita chůze vzrůstá s věkem. Přesné mechanismy, které se podílejí na těchto změnách, nejsou zcela jistě známy, mohlo by se jednat o mechanismy na neuronální úrovni. Variabilita chůze je nižší, když si člověk volí rychlost chůze sám. Pokud je mu navolena, ať už rychlejší, nebo pomalejší, tak nutnost variability chůze vzrůstá (Ogaya et al., 2013, p. 901). Zvýšená variabilita chůze vede k většímu riziku pádu. Proto se využití vizuální virtuální reality hodnotí jako jedno z nejlepších řešení, které dokáže připravit pacienta po cévní mozkové příhodě na vstup do venkovního prostředí (Hun Cho, Hee Lee, 2013, p. 1). U pacientů po cévní mozkové příhodě bylo prokázáno propojení variability chůze se zhoršením balance, tudíž se zvýšeným rizikem pádu (Said et al., 2008, p. 23).

Dobu kontaktu chodidla s podložkou a délku kroku lze považovat za ukazatel balance. Podle studie Pattersona et al. došlo úpravou délky kroku, změnou rychlosti chůze k výrazné úpravě i doby kontaktu chodidla s podložkou. Významné snížení doby kontaktu chodidla s podložkou bylo pozorováno hlavně u paretické dolní končetiny a v době dvouoporové fáze kroku. I v naší studii došlo ke statisticky významnému snížení parametru contact time u levé i pravé dolní končetiny. Počáteční střední hodnoty u našich probandů pro levou dolní končetinu byly 1,24 s a pro pravou dolní končetinu 1,27 s. Po terapii tyto hodnoty klesly na 0,87 s pro levou a 0,84 s pro

pravou dolní končetinu. Změna těchto parametrů, tedy snížení doby kontaktu chodidla s podložkou a snížení doby dvouoporové fáze, by nepřímo mohla znamenat zlepšení rovnováhy a stability, tudíž snížené riziko pádu (Peurala et al., 2005, p. 1560). Role zvýšené rychlosti a prodloužení délky kroku není u těchto změn známa (Patterson et al., 2008, p. 225).

## 5.5 Diskuse k hypotéze H<sub>02</sub>, H<sub>04</sub>

U hypotézy H<sub>02</sub> a H<sub>04</sub> jsme ověřovali statisticky významnou změnu střední hodnoty regresních koeficientů, které charakterizují dynamiku vývoje veličiny contact time a délky kroku u probandů v chronické fázi cévní mozkové příhody.

U obou těchto parametrů došlo v naší studii ke statisticky významné změně. Délka kroku byla u všech probandů statisticky významně prodloužena, a to na paretické i neparetické dolní končetině. K největšímu nárůstu délky kroku došlo u probandů číslo 1 a číslo 6, u kterých byly střední hodnoty regresního koeficientu největší u paretické i neparetické dolní končetiny. Statisticky významné snížení hodnot parametru contact time bylo v naší práci nejprokazatelnější u probandů číslo 2 a 6.

Terapii chůze na chodícím pásu lze považovat za formu reedukace motoriky, kde hraje důležitou roli motorické učení. Motorické učení je určitá forma chování, která vzniká na podkladě předchozí individuální zkušenosti. Zkušenost člověk získá propojením paměti a učení. Paměť je definována jako schopnost člověka ukládat informace do CNS. Některé informace si člověk pamatuje jen několik sekund, jiné měsíce i roky. Doba, která je potřebná k přechodu paměťové stopy z paměti krátkodobé do dlouhodobé, je podle Králíčka přibližně 5-10 minut (Králíček, 2011, ss. 173-174). Naše terapie na chodícím pásu C-mill probíhala po dobu 20 minut, tudíž měl proband dostatek času uložit paměťovou stopu do paměti dlouhodobé. Právě toto může znamenat, že při každém měření docházelo k výraznému efektu terapie a k úpravě zkoumaných časoprostorových parametrů chůze.

Harris-Love et al. si ve své studii na závěr položili otázku, zda trénink chůze na chodícím pásu vede k relearningu a neuroplasticitě i u probandů v chronické fázi cévní mozkové příhody, tento dotaz pro ně pravděpodobně znamená náplň některé z dalších

studií (Harris-Love et al., 2001, p. 107). Podle výsledků naší studie, pokud bychom si položili podobnou otázku, lze usuzovat, že došlo rovněž k dostatečnému opakování informací, tudíž i k neuronální plasticitě mozku (Králíček, 2011, s. 178).

## **5.6 Diskuse k hypotéze H<sub>05</sub>, H<sub>06</sub>**

Cílem těchto dvou hypotéz bylo ověřit statisticky významný rozdíl v hodnotách dvou funkčních testů před terapií a po skončení šestitýdenní terapie u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody. K hodnocení efektu terapie se u pacientů s hemiparézou využívá řada funkčních testů. V naší studii byly využity dva funkční testy chůze – Timed Up and Go test a 10-m walking test. Vysoká reliabilita těchto testů i na malé změny byla prokázána právě u pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě (Flansbjerg et al., 2005, pp. 79-80, Dalgas, Severinsen, Overgaard, 2012, p. 1169-1170). Oba tyto testy dokáží zhodnotit chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě, zároveň jsou snadno proveditelné a pro probandy nenáročné.

Výsledky naší studie prokázaly po terapii statisticky významné snížení doby trvání obou testů. Střední hodnota testu Timed Up and Go test se po šestitýdenní terapii snížila o 0,71 s. Medián testu 10-m walking test klesl po terapii o 0,37 s. Naše výsledky korelují s obdobnými studiemi, které byly prováděny taktéž u probandů po prodělané cévní mozkové příhodě – Silver et al. (2000), Heeren et al (2013).

Snížení těchto parametrů by podle Heerena et al. mělo mít za následek také zvýšení fyzické kondice probandů (Heeren et al., 2013, p. 620).

## **5.7 Diskuse k hypotéze H<sub>07</sub>, H<sub>08</sub>**

U hypotéz H<sub>07</sub> a H<sub>08</sub> jsme ověřovali statisticky významný efekt terapie na zlepšení symetrie chůze u probandů v chronické fázi cévní mozkové příhody, tedy statisticky významnou změnu u parametrů step length a contact time.

Symetrie chůze není spojena s věkem. Malone a Bastian ve své studii ale uvádějí, že při jejich měření byla prokázána asymetrie chůze u starších osob obdobná

asymetriím u pacientů po cévní mozkové příhodě, tudíž by jistá korelace s věkem také svou roli mohla hrát (Malone, Bastian, 2014, p. 238). Příčiny asymetrie chůze nejsou doposud známy (Lin et al., 2006, p. 562), vzhledem k několika možnostem vzniku cévní mozkové příhody bude pravděpodobně i příčina asymetrie chůze po cévní mozkové příhodě mít několik mechanismů vzniku (Hendrickson et al., 2013, p. 178). Výsledky studie Harris-Love et al. prokazují optimální množnost úpravy parametrů chůze na chodícím pásu (Harris-Love et al., 2001, p. 109). Pro probandy, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu, je charakteristická asymetrie v časoprostorových charakteristikách chůze (Tyrell et al., 2011, p. 393), hlavně v délce kroku a době kontaktu chodidla s podložkou (Chen et al., 2005, p. 59, Hesse, Werner, Paul, 2001, p. 1546). V naší studii byla zkoumána asymetrie u parametru contact time a délky kroku před terapií a po terapii. Tyrell et al. ve své studii uvádí, že ne všichni probandi po cévní mozkové příhodě musí trpět asymetrií chůze. Ale dále dodává, že výsledky jeho studie ukazují na zlepšení symetrie délky kroku po prodělané terapii u probandů, kteří vykazovali asymetrii již při běžné chůzi (Tyrell et al., 2011, p. 397). Podle výsledků Chena et al., Hesse et al. nemá na změnu asymetrie chůze u probandů po cévní mozkové příhodě vliv změna rychlosti pásu (Chen et al., 2005, p. 59, Hesse, Werner, Paul, 2001, p. 1549). K těmto výsledkům se přiklání i Tyrell et al., který zmoval vliv zvýšené rychlosti pásu na změnu symetrie chůze u probandů po cévní mozkové příhodě (Tyrell et al., 2011, pp. 398 - 399).

Reisman et al. tvrdí, že asymetrie chůze na chodícím pásu je způsobena přizpůsobováním se změnám podmínek oproti chůzi po podlaze. Po určitém časovém intervalu, kdy se nervový systém začne adaptovat na nový vjem, se tato asymetrie začne upravovat (Reisman et al., 2007, p. 1862). Podle nejnovějších výsledků studie Reismana et al. opakovaná terapie na chodícím pásu vede k zlepšení symetrie chůze až po dobu 3 měsíců od ukončení terapie (Reisman et al., 2013, p. ). Doba terapie v naší studii byla 6 týdnů, během kterých nedošlo ke statisticky významným změnám v symetrii chůze u parametru délky kroku probandů. Statisticky významné snížení asymetrie bylo patrné u doby kontaktu chodidla s podložkou.

Výsledky naší studie neprokázaly statisticky významnou změnu symetrie délky kroku po terapii na chodícím pásu C-mill, tyto výsledky mohou být ovlivněny nízkým počtem probandů, kteří se studii účastnili. Nebo mohou korelovat s výsledky studie Pattersona et al., která tvrdí, že symetrie chůze u probandů po cévní mozkové příhodě

nebude zachována po sestupu z chodícího pásu nebo po vypnutí světelných stop. Na tomto chodícím pásu je jejich symetrie chůze uměle upravována pomocí posunu vizuálních světelných obdélníků k optimu, podle kterého se probandi řídí. Po vypnutí těchto stimulů nebo sestupu z pásu dojde spontánně k postupnému návratu asymetrie chůze. Ale nepopírá, že k mírné úpravě docházet může, na této úpravě je závislá i doba stimulace těchto nových optimálnějších parametrů chůze (Patterson, Rodgers, Macko, et al., 2008, p. 225). S našimi výsledky se shoduje i studie Chisholm et al., kteří prokázali tendenci k prodlužování délky kroku, ale nepotvrdili statisticky významný výsledek. Za možný důvod neprokázání statisticky významných výsledků poukazují na změnu rychlosti chodícího pásu, která byla u každého probanda korigována individuálně. Chisholm et al. rovněž poukazují na opětovné zhoršení zkoumaných parametrů po sestupu z chodícího pásu (Chisholm et al., 2014, p. X).

Lewek et al ve své studii spojuje asymetrii chůze se zvýšeným rizikem pádu. Z jeho výsledků vyplývá, že snížením asymetrie chůze u probandů po cévní mozkové příhodě dochází rovněž k výraznému snížení jejich pádu, tudíž k zisku lepší balance (Lewek et al., 2014, pp. 31-36).

## ZÁVĚR

Cílem naší diplomové práce bylo zhodnotit vliv terapie chůze na chodícím pásu C-mill u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody. V naší práci jsme potvrdili pozitivní efekt této terapie, tudíž zařazení chodícího pásu do rehabilitace chůze se jeví jako vhodné i u pacientů v chronické fázi cévní mozkové příhody. U každého z probandů byla zvolena vizuálně stimulovaná forma terapie. Zaměřili jsme se na změnu časoprostorových charakteristik chůze - na změnu délky kroku, na dobu kontaktu chodidla s podložkou a na změnu asymetrie chůze.

Pro parametr délka kroku byly prokázány statisticky významně vyšší hodnoty délky kroku u paretické i neparetické dolní končetiny, rovněž pro parametr contact time byla zjištěna statisticky významná změna. Došlo ke snížení doby kontaktu chodidla s podložkou. Při hodnocení asymetrie chůze bylo statisticky významné snížení prokázáno u parametru contact time, zatímco změna asymetrie délky kroku nebyla hodnocena jako statisticky významná. K objektivizaci funkčních parametrů chůze byly použity testy Timed Up and Go a 10-m walking, u nichž byly porovnány vstupní a výstupní časové hodnoty. Porovnání těchto hodnot pro oba testy bylo posouzeno jako statisticky významné, došlo ke zmenšení doby potřebné pro splnění obou funkčních testů.

Z výsledků našeho měření lze vyvodit pozitivní efekt terapie chůze na chodícím pásu C-mill s využitím vizuální stimulace. Proto můžeme uvést i přínos pro praxi, kde se zařazení vizuálně stimulované terapie chůze jeví jako dobrá možnost pro ovlivnění časoprostorových charakteristik chůze. Nabízí se jistě zajímavá otázka pro další bádání – jak by probandi v chronické fázi cévní mozkové příhody reagovali na stimulaci chůze na chodícím pásu C-mill zvukovými podněty.

## REFERENČNÍ SEZNAM

AHMED, M., AHMED, S. 2008. Kinetics and kinematics of Loading Response in Stroke Patients (A Review Article). *Annals of internal medicine* [online]. 2008, vol. 14, no. 4, pp. 143-147. [cit. 5.5.2013]. ISSN 1539-3704. Dostupné z: [www.annalskemu.org/journal/index.php/annals/article/download/6/5](http://www.annalskemu.org/journal/index.php/annals/article/download/6/5).

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

BAERT, I., FEYS, H., DALY, D., TROOSTERS, T., VANLANDEWIJCK, Y. 2012. Are patients 1 year post-stroke active enough to improve their physical health? *Disability and Rehabilitation* [on-line]. 2012, vol. 34, no. 7, pp. 574-580 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1464-5165. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/09638288.2011.613513>.

BALASUBRAMANIAN, CH.K., BOWDEN, M.G., NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A. 2007. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2007, vol. 88, iss. 1, pp. 43-49. [cit. 5.11.2012]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(06\)01372-4](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(06)01372-4).

BANK, P. J. M., ROERDINK, M., PEPPER, 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, iss. 2, pp. 159-169. [cit. 7.8.2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-010-2531-9>.

BARAM, Y., MILLER, A. 2007. Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis. *Journal of the neurological sciences* [on-line]. 2007, vol. 254, iss. 1-2, pp. 90-94 [cit. 22. 3. 2013]. ISSN 0317-1671. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022510X0700024X>.

BELLO, O., SANCHEZ, J. A., LOPEZ-ALONSO, V., MÁRQUEZ, G., MORENILLA, L., CASTRO, X., GIRALDEZ, M., SANTOS-GARCÍA, D., FERNANDEZ-DEL-OLMO, M. 2013. The effects of treadmill or overground walking training program on gait in Parkinson's disease. *Gait and Posture* [on-line]. 2013, vol. 2, no. 5, pp. xxx-xxx. [cit. 5.5.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.005>.

BONNYAUD, C., PRADON, D., ZORY, R., BENSMAIL, D., VUILLERME, N., ROCHE, N. 2013. Does a Single Gait Training Session Performed Either Overground or on a Treadmill Induce Specific Short-Term Effects on Gait Parameters in Patients with Hemiparesis? A Randomized Controlled Study. *Stroke rehabilitation* [on-line]. 2013, vol. 20, no. 6, pp. 509-518 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <http://thomasland.metapress.com/content/036j77427383r760/?genre=article&id=doi%3a10.1310%2ftsr2006-509>.

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

COURBON, A., CALMELS, P., ROCHE, F., RAMAS, J., RIMAUD, D., FAYOLLE-MINON, I. 2006. Relationship between maximal exercise capacity and walking capacity in adult hemiplegic stroke patients. *Journal of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2006, vol. 85, no. 5, pp. 436-442. [cit. 5.1.2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16628151>.

CUNHA, I.T., LIM, P.A., QUERSHY, H., HENSON, H., MONGA, T., PROTAS, E.J. 2002. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: A randomized controlled pilot study. *Physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2002, vol. 83, pp. 1258-1265. [cit. 5.11.2013]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)00217-4](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)00217-4).



DALGAS, U., SEVERINSEN, K., OVERGAARD, K. 2012. Relations Between 6 Minute Walking Distance and 10 Meter Walking Speed in Patients With Multiple Sclerosis and Stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2012, vol. 93, iss. 7, pp. 1167-1172 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1547-1550. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999312001645>.

DEN OTTER, A.R., GEURTS, A.C.H., HAART, M., MULDER, T., DUYSSENS, J. 2005. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke. *Experimental Brain Research* [on-line]. 2005, vol. 161, pp. 180-192 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-004-2057-0>.

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.

DUNGL, P. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.

EICH, H.J., MACH, H., WERNER, C., HESSE, S. 2004. Aerobic treadmill plus Bobath walking training improves walking in subacute stroke. A randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* [on-line]. 2004, vol. 18, pp. 640-651 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/content/18/6/640.long>.

EVERETT, Edited by Marion Trew and Tony. *Human movement: an introductory text*. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2005, p. 280. ISBN 978-044-3074-462.

FEMERY, V., MORETTO, P., RENAULT, H., THÉVENON, A., LENSEL, G. 2002. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptive gait pattern in accordance with deficiency. *Clinical Biomechanics* [on-line].

2002, vol. 17, pp. 406-413 [cit. 5.1.2014]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: [http://www.clinbiomech.com/article/S0021-9290\(02\)00063-5](http://www.clinbiomech.com/article/S0021-9290(02)00063-5).

FLANSBJER, U-B., HOLMBACK, A. M., DOWNHAM, D., PATTEN, C., LEXELL, J. 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 2005, vol. 37, pp. 75-82. [cit. 5.5.2013]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.1080/16501970410017215>.

FORSSBERG, H. 1999. Neural control of human motor development. *Current opinion in neurobiology* [online]. 1999, vol. 9, iss. 6, pp. 676-682. [cit. 20. 4. 2013]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438899000379>.

FORD, M. P., WAGENNAR, R. C., NEWELL, K. M. 2007. The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke. *Gait and Posture* [on-line]. 2007, vol 26, no. 1, pp. 150-155. [cit. 9.11.2012]. ISSN 2010-2019. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(06\)00167-6](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(06)00167-6).

FRENCH, B., THOMAS, L., LEATHLEY, M., SUTTON, CH., MCADAM, J., FORSTER, A., LANGHOME, P., PRICE, CH., WALKER, A., WATKINS, C. 2010. Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 2010, vol. 42, pp. 9-15. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2010/00000042/00000001/art00003>.

FUNG, J. 2006. A Treadmill and Motion Coupled Virtual Reality System for Gait Training Post-Stroke. *CyberPsychology and Behavior* [on-line]. 2006, vol. 9, no. 2, pp. 157-162. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1215-1496. Dostupné z: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/cpb.2006.9.157>.

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

GIULIANI, C. A. 1990. *Adult Hemiplegic Gait*. In SMIDT, G. L. *Gait in Rehabilitation*. 1st 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* [on-line]. 2001, vol. 82, iss. 8, pp. 1057-1065. [cit. 7.8.2013]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(01\)76128-X/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(01)76128-X/).

GORDON, N.F., GULANICK, M., COSTA, F., FLETCHER, G., FRANKLIN, B.A., ROTH, E.J., SHEPHARD, T. 2004. Physical activity and exercise recommendation for stroke survivors: An american heart association scientific statement from the council on clinical cardiology, subcommittee on exercise, cardiac rehabilitation, and prevention, the council on cardiovascular nursing, the council on nutrition, physical activity, and metabolism, and the stroke council. *Journal of the American Heart Association* [on-line]. 2004, vol. 109, pp. 2031-2041. [cit. 5.11.2013]. ISSN 2047-9980. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/109/16/2031.full>.

HARRIS-LOVE, M.L., FORRESTER, L.W., MACKO, R.F., SILVER, K.H.C., SMITH, G.V. 2001. Hemiparetic parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabilitation and Neural repair* [on-line]. 2001, vol. 15, no. 2, pp. 105-112. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11811252>.

HEEREN, A., OOIJEN, M. W., GEURTS, A.C.H., DAY, B.L., JANSSEN, T.W.L., BEEK, P.J., ROERDINK, M., WEERDESTeyN, V. 2013. Step by step: A proof of concept study of c-mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *Journal of rehabilitation medicine* [on-line]. 2013, vol. 45, pp. 616-622 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23811818>.

HEEREN, J., OOIJEN, M., JANSSEN, T., BEEK, P., GEURTS, A., ROERDINK, M., WEERDESTeyN, V. 2010. C-mill therapy improves gait adaptability in the chronic phase after stroke. *Neurorehabilitation neural repair*. 2010, vol. 4, no. 24, pp. 393-400. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://www.move.vu.nl/nl/privacy/index.asp?Referer=/nl/overmove/medewerkers/R/m-roerdink.asp>.

HEEREN, A., OOIJEN, M., GEURTS, A.C., DAY, B.L., JANSSEN, T.M., BEEK, P.J., ROERDINK, M., WEERDESTeyN, V. 2013. Step by step: a proof of concept study of C-Mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *Journal of rehabilitation medicine* [on-line]. 2013, vol. 45, iss. 7, pp. 616-622 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-1180>.

HENDRICKSON, J., PATTERSON, K.K., INNESS, E.L., McILROY, W.E., MANSFIELD, A. 2013. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait and Posture* [on-line]. 2013, vol. 39, iss. 1, pp. 177-181 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213003068>.

HERZIG, R., VLACHOVÁ, I., URBÁNEK, K., KŘUPKA, B., GABRYŠ, M., MAREŠ, J., ŠAŇÁK, D., SCHNEIDERKA, P., BUŘVAL, S. 2003. Výskyt ovlivnitelných rizikových faktorů spontánních intracerebrálních a subarachnoidálních hemoragií v regionu Olomouce. Prospektivní studie 1998-2000. Část II.: Nemetabolické rizikové faktory. Čes a slov. *Neurol Neurochir* 2003; 66/99(2): 105-13.

HESSE, S.A., WERNER, C., PAUL, T., BARDELEBEN, A., CHALER, J. 2001. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2001, vol. 82, iss. 11, pp. 1547-1550 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301721272>.

HESSE, S., SCHATTAT, N., MEHRHOLZ, J., WERNER, C. 2013. Evidence of end-effector based gait machines in gait rehabilitation after CNS lesion. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 2013, vol. 33, pp. 77-84. [cit. 5.1.2014]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://iospress.metapress.com/content/a7674557144h3803/?genre=article&issn=1053-8135&volume=33&issue=1&spage=77>.

HOLLANDS, K.L., VLIET, P., ZIETZ, D., WING, A., WRIGHT, CH., HOLLANDS, M.A. 2010. Stroke-related differences in axial body segment coordination during preplanned and reactive changes in walking direction. *Experimental Brain research*. [on-line]. 2010, vol. 202, pp. 591-604. [cit. 5.11.2012]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-010-2162-1>.

HOLLANDS, K.L., PELTON, T.A., TYSON, S.F., HOLLANDS, M.A., VLIET, P.M. 2012. Interventions for coordination of walking following stroke: Systematic review. *Gait and Posture* [on-line]. 2012, vol. 35, pp. 349-359. [cit. 5.11.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(11\)00759-4/](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(11)00759-4/).

HOLLANDS, M.A., PATLA, A.E., VICKERS, J.N. 2002. "Look where you're going!": gaze behaviour associated with maintaining and changing the direction of locomotion. *Experimental brain research* [on-line]. 2002, vol. 143, iss. 2, pp. 221-230 [cit. 22. 3. 2013]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-001-0983-7>.

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

HUN CHO, K., HEE LEE, W. 2013. Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: A randomized controlled trial. *Gait and Posture* [on-line]. 2014, vol. 39, iss.1, p.523-528. [cit. 5.11.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(13\)00598-5/](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(13)00598-5/).

HUXHAM, F., GONG, J., BAKER, R., MORRIS, M., IANSEK, R. 2005. Defining spatial parameters for non-linear walking. *Gait and posture* [on-line]. 2005, vol. 23, iss. 2, pp. 159-163 [cit. 22. 3. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636205000081>.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., ZAJAC, F.E. 2005. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait and posture* [on-line]. 2005, vol. 22, iss. 1, pp. 57-62 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620400116X>.

CHERON, H., BOUILLOT, E., DAN, B., BENGOTXEA, A., DRAYE, J-P., LACQUANITI, F. 2001. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Experimental brain research* [online]. 2001, vol. 137, pp. 455-466 [cit. 5.2.2014]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11355390>.

CHISHOLM, A. E., MAKEPEACE, M., INNESS, E. L., PERRY, S. D., McILROY, W. E., MANSFIELD, A. 2014. Spatial-Temporal Gait Variability Poststroke: Variations in Measurement and Implications for Measuring Change. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2014. [cit. 15.2.2014]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(14\)00139-7/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(14)00139-7/pdf).

CHITRALAKSHMI, K. B., MARK, G. B., RICHARD, R. N., STEVEN, A. K. 2007. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2007, vol. 88, iss. 1, pp. 43-49 [cit. 30. 4. 2013]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438899000379>.

JAFFE, D.L., BROWN, D.A., PIERSON-CAREY, CH.D., BUCKLEY, E.L., LEW, H.L. 2004. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 2004, vol. 41, no. 3A, pp. 283-292. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/3A/Jaffe.html>.

JANURA, M. a JANUROVÁ, E. Fyzikální základ biomechaniky. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 95 s. ISBN 978-802-4418-056.

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

KALITA, Z. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, c2006, 623 s. ISBN 80-859-1226-0.

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>.

KIRTLEY, CH. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier, 2005. ISBN 04-431-0009-8.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2011. 235 s. ISBN 978-807-2626-182

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

LAVER, K.E., GEORGE, S., THOMAS, S., DEUTSCH, J.E., CROTTY, M. 2011. Virtual reality for stroke rehabilitation. *The cochrane collaboration* [on-line]. 2011, pp. 1-3. [cit. 5.11.2012]. ISSN 2044-4702. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD008349.pub2/>.

LEWEK, M. D., BRADLEY, C. E., WUTZKE, C. J., ZINDER, S. M. 2014. The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. *Journal applied biomechanics* [on-line]. 2014, vol. 30. Iss. 1, pp. 31-36. [cit. 5.3.2014]. ISSN 1543-2688. Dostupné z: <http://www.hubmed.org/display.cgi?uids=23677889>.

LIN, P-Y., YANG, Y-R., CHENG, S-J., WANG, R-Y. 2006. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2006, vol. 87, iss. 4, pp. 562-568 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1547-1550. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999306000499>.

LONGHOME, P., COOPER, F., POLLOCK, A. 2009. Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology* [on-line]. 2009, vol. 8, pp. 741-454 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1474-4422. Dostupné z: [http://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422\(09\)70150-4/fulltext](http://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422(09)70150-4/fulltext).

MACKAY-LYONS, M.J., MAKRIDES, L. 2004. Longitudinal changes in exercise capacity after stroke. *Journal of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2004, vol. 85, pp. 1608-1612. [cit. 5.1.2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(04\)00289-8/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(04)00289-8/).



MALONE, L. A., BASTIAN, A. J. 2014. Spatial and Temporal Asymmetries in Gait Predict Split-Belt Adaptation Behavior in Stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 2014, vol. 28, pp. 230-240. [cit. 28.1.2014]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/28/3/230.full.pdf+html>.

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.

MICHAEL, K., GOLDBERG, A.P., TREUTH, M.S., BEANS, J., NORMANDT, P., MACKO, R.F. 2009. Progressive Adaptive Physical Activity in Stroke Improves Balance, Gait, and Fitness: Preliminary Results. *Topics Stroke Rehabilitation* [on-line]. 2009, vol. 16, no. 2, pp. 133-139. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <http://thomasland.metapress.com/content/r67p07j566w36553/?genre=article&id=doi%3a10.1310%2ftsr1602-133#.UtJvf0DHriI>.

OGAYA, S., HIGUCHI, Y., TANAKA, M., FUCHIOKA, S. 2013. Effect of Aging on Seated Stepping Variability. *Journal of physical therapy science* [on-line]. 2013, vol. 25, iss. 8, pp. 901-903 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3820218/>.

OKEN, O., YAVUZER, G. 2008. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [on-line]. 2008, vol. 44, iss. 2, pp. 127-132 [cit. 5.10.2013]. ISSN: 117-6721. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959438899000379>.

OLNEY, S.J., RICHARDS, C. 1995. Hemiparetic gait following stroke: Part I: Characteristics. *Gait and Posture* [online]. 1996, vol. 4, pp. 136-148. [cit. 5.5.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(96\)01063-6/](http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(96)01063-6/).

ORTH, H. *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp, 2009, 216 s. ISBN 978-807-2323-784.

PATTERSON, S.L., RODGERS, M.M., MACKO, R.F., FORRESTER, L.W. 2008. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 2008, vol. 45, no. 2, pp. 221-228. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/2/Patterson.html>.

PATTERSON, S.L., FORRESTER, L.W., RODGERS, M.M., RYAN, A.S., IVEY, F.M., SORKIN, J.D., MACKO, R.F. 2007. Determinants of Walking Function After Stroke: Differences by Deficit Severity. *Physical medicine and rehabilitation* [online]. 2007, vol. 88, pp. 115-119. [cit. 5.5.2013]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(06\)01433-X/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(06)01433-X/).

PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, c1992, xxxii, 524 p. ISBN 15-564-2192-3.

PERRY, J., GARRETT, M., GRONLEY, J.K., MULROY, S.J. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [on-line]. 1995, vol. 26, pp. 982-989. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/26/6/982.long>.

PEURALA, S.H., TARKKA, I.M., PITKANEN, K., SIVENIUS, J. 2005. The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2005, vol. 86, iss. 8, pp. 1557-1564 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999305002108>.

POTEMPA, K., LOPEZ, M., BRAUN, L.T., SZIDON, J.P., FOGG, L., TINCKNELL, T. 1995. Physiological outcomes of aerobic exercise training in hemiparetic stroke patients. *Stroke* [on-line]. 2005, vol. 26, pp. 101-105. [cit. 5.1.2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/26/1/101.long>.

PRASSAS, S., THAUT, M., McINTOSH, G., RICE, R. 1997. Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients. *Gait and Posture* [on-line]. 1997, vol. 6, pp. 218-223. [cit. 20.3.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000106>

RAND, D., ENG, J.J., TANG, P-F., JENG, J-S., HUNG, CH. 2009. How active are people with stroke? Use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke* [on-line]. 2009, vol. 40, pp. 163-168 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/40/1/163.long>.

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>.

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>.

REISMAN, D. S. 2007. Locomotor adaptation on a split belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* [on-line]. 2007, vol. 130, no. 7, pp. 1861-1872. [cit. 5.11.2012]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <http://brain.oxfordjournals.org/content/130/7/1861.long>.

REISMAN, D.S., WITYK, R., SILVER, K., BASTIAN, A.J. 2010. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* [on-line]. 2007, vol. 130, pp. 1861-1872 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2977955/>.

REISMAN, D.S., McLEAN, H., KELLER, J., DANKS, K.A., BASTIAN, A.J. 2013. Repeated Split-Belt Treadmill Training Improves Poststroke Step Length Asymmetry. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 2013, vol. 27, no. 5, pp. 460-468 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/27/5/460.long>.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J. C., KWAKKEL, G., WIERINGEN, P. C. W., BEEK, P. J. 2007. Gait coordination after stroke: Benefits of acoustically paced treadmill walking. *Physical Therapy* [on-line] 2007, vol. 87, no. 8, pp. 1009-1022. [cit. 5.11.2012]. ISSN 2079-9209. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/87/8/1009.long>.

ROERDINK, M., LAMOTH, C.J.C., KORDELAAR, J., ELICH, P., KONIJNENBELT, M., KWAKKEL, B., BEEK, P.J. 2009. Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 2009, vol. 23, pp. 668-678 [cit. 5.1.2014]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/23/7/668.long>.

ROERDINK, M. 2008. Anchoring: Moving From Theory To Therapy. *Academish Proefschrift* [online]. Amsterdam: Vrije Universiteit, 2008. 233 pp. [cit. 22. 1. 2013]. ISBN 978-90-9023736-7. Dostupné z: [www.researchgate.net/publication/.../79e415058614b882c4.pdf](http://www.researchgate.net/publication/.../79e415058614b882c4.pdf).

SAD, S. 1999. Pathophysiology stroke. 1999, Fondation for education and research in neurological emergencies. *Ferne* [online]. 1999, pp. 2-14. Dostupné z: [www.uic.edu/com/ferne/pdf/pathophys0501.pdf](http://www.uic.edu/com/ferne/pdf/pathophys0501.pdf).

SAID, C. M., GOLDIE, P. A., PATLA, A. E., CULHAM, E., SPARROW, W. A., MORRIS, M. E. 2008. Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait and posture* [on-line]. 2008, vol. 27, iss. 1, pp. 23-30. [cit. 7.11.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(07\)00006-9/](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(07)00006-9/).

SEIDL, Z. a OBENBERGER, J.. 2004. *Neurologie pro studium i praxi: diagnostika, patofyziologie, management*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 363 s. ISBN 80-247-0623-7.

SEVERINSEN, K., JAKOBSEN, J.K., OVERGAARD, K., ANDERSEN, H. 2011. Normalized muscle strength, aerobic capacity, and walking performance in chronic stroke: A population-based study on the potential for endurance and resistance training. *Journal of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2011, vol. 52, pp. 1663-1668 [cit. 5.1.2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(11\)00320-0/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(11)00320-0/).

SHAMAY, S., HUI-CHAN, CH.W. 2005. The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2005, vol. 86, iss. 8, pp. 1641-1647 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1547-1550. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999305002194>.

SCHROEDER, H.P., COUTTS, R.D., LYDEN, P.D., BILLINGS, E., NICKEL, V.L. 1995. Gait parameters following stroke: A practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 1995, vol. 32, no. 1, pp. 25-31. [cit. 5.5.2013]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: [www.rehab.research.va.gov/jour/.../vonschroeder.pdf](http://www.rehab.research.va.gov/jour/.../vonschroeder.pdf).

SILVER, K.H., MACKO, R.F., FORRESTER, L.W., GOLDBERG, A.P., SMITH, G.V. 2000. Effects of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 2000, vol. 14, pp. 65-71 [cit. 22. 1. 2014]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/14/1/65.long>.

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

SULLIVAN, K.J., KNOWLTON, B.J., DOBKIN, B.H. 2002. Step training with body weight support: Effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor. *Journal of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2002, vol. 83, pp. 683-691 [cit. 5.1.2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(02\)28376-8/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)28376-8/).

Stručný návod k použití C-mill 300x70, 2011

THAUT, M. H., McINTOSH, G. C., RICE, R. R. 1997. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of the Neurological science* [on-line]. 1997, vol. 151, no. 2, pp. 207-212. [cit. 7.11.2012]. ISSN 2010-2019. Dostupné z: [http://www.jns-journal.com/article/S0022-510X\(97\)00146-9/](http://www.jns-journal.com/article/S0022-510X(97)00146-9/).

TITIANOVA, E. B., PITKÄNEN, K., PÄÄKKÖNEN, A., SIVENIUS, J., TARKKA, I. 2003. Gait Characteristics and Functional Ambulation Profile in Patients with Chronic Unilateral Stroke. *American Journal of physical medicine and rehabilitation* [on-line]. 2003, vol. 82, iss. 10, pp. 778-786. [cit. 10.2.2014]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: <http://journals.lww.com/ajpmr/pages/articleviewer.aspx?year=2003&issue=10000&article=00008&type>.

TOPPISCHOVÁ, M. a ŠNOPLOVÁ, A. *Funkce nohy*. 107-109 s., 2008. <http://www.tigis.cz/component/k2/item/90-bolest-02/2008.html>.

TURNER-STOKES, L., SUTCH, S., DREDGE, R., EAGAR, K. 2012. International casemix and funding models: lessons for rehabilitation. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 212, vol. 26, 2o. 3, pp. 195-208 [cit. 7.4.2014]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/content/26/3/195.full>.

TYRELL, CH. M., ROSS, M. A., RUDOLPH, K. S., REISMAN, D. S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy* [on-line]. 2011, vol. 91, no. 3, pp. 392-403. [cit. 7.11.2013]. ISSN 2079-9209. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/91/3/392.long>.

VALMASSY, R. L. Clinical biomechanics of the lower extremities. St.Louis: C.V.Mosby, 1996, 510 p. ISBN 978-0801679865.

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. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. 190 s. ISBN 978-80-244-2432-3.

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

VOJTA, V. a PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. 1. vyd. Překlad Michaela Procházková. Praha: Grada, 1995, 181 s. ISBN 80-716-9004-X.

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

WEERDESTeyN, P.T., DE NIET, M., Duijnhoven, H.J.K., Geurts, A.C.H. 2008. Falls in individuals with stroke. *Journal of rehabilitation research and development* [on-line]. 2008, vol. 45, no. 8, pp. 1195-1214 [cit. 22. 3. 2013]. ISSN 0007-506X. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/8/Weerdesteyn.html>.

YANG, Y-R., TSAI, M-P., CHUANG, T-Y., SUNG, W-H., WANG, R-Y. 2007. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial. *Gait and Posture* [on-line]. 2007, vol. 28, pp. 201-206. [cit. 5.11.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(07\)00273-1/](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(07)00273-1/).

YAVUZER, G., ÖKEN, Ö., ATAY, M. B., STAM, H. J. 2007. Effect of Sensory-Amplitude Electric Stimulation on Motor Recovery and Gait Kinematics After Stroke: A Randomized Controlled Study. *Archives of Physical medicine and Rehabilitation* [on-line]. 2007, vol. 88, iss. 6, pp. 710-714. [cit. 7.8.2013]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(07\)00166-9/](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(07)00166-9/).



## **SEZNAM ZKRATEK**

FB – francouzské berle

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

COG – centre of gravity

COM – centre of mass

COP – centre of pressure

ncl. – nucleus

RIND – reverzibilní ischemický neurologický deficit

TIA – tranzitorní ischemická ataka

TUG – Timed up and go test

## **SEZNAM OBRÁZKŮ**

Obrázek 1: Prostorové charakteristiky lineární chůze

Obrázek 2: Prostorové charakteristiky nelineární chůze

Obrázek 3: Test TUG

Obrázek 4: Test 10-m walking

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1: Přehled vyšetřovaných probandů

Tabulka 2: Tabulka pro porovnání délky kroku před terapií a po terapii

Tabulka 3: Popisná tabulka pro délku kroku paretické a neparetické DK

Tabulka 4: Popisná tabulka pro dobu contact time u paretické a neparetické DK

Tabulka 5: Popisná tabulka pro contact time u paretické a neparetické DK

Tabulka 6: Popisná tabulka pro hodnocení testu TUG

Tabulka 7: Popisná tabulka pro hodnocení testu 10-m walking

Tabulka 8: Popisná tabulka pro hodnocení asymetrie délky kroku v průběhu terapie

Tabulka 9: Popisná tabulka pro hodnocení asymetrie contact time v průběhu terapie

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Box-graf popisující výsledné rozložení délky kroku před a po terapii u paretické a neparetické DK

Graf 2: Spojnicový graf znázorňující hodnoty regresních koeficientů u délky kroku paretické DK

Graf 3: Spojnicový graf znázorňující hodnoty regresních koeficientů u délky kroku neparetické DK

Graf 4: Box-graf znázorňující rozložení hodnot contact time pro paretickou a neparetickou DK

Graf 5: Spojnicový graf znázorňující rozložení hodnot regresních koeficientů pro contact time paretické DK

Graf 6: Spojnicový graf znázorňující rozložení hodnot regresních koeficientů pro contact time u neparetické DK

Graf 7: Box-graf pro znázornění rozložení výsledků testu TUG před terapií a po terapii

Graf 8: Box-graf pro znázornění rozložení hodnot testu 10-m walking

Graf 9: Box-graf znázorňující změnu asymetrie chůze u délky kroku před terapií a po terapii

Graf 10: Box-graf znázorňující změnu asymetrie doby contact time před terapií a po terapii

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1: Dotazník

Příloha 2: Informovaný souhlas pacienta

# PŘÍLOHY

## Příloha 1: Dotazník

1) Trpíte nějakým interním onemocněním, které by Vás limitovalo v pohybu (Diabetes mellitus, prodělaný Infarkt myokardu, Angina pectoris, jiné onemocnění srdce)?

ANO

NE

2) Trpíte nějakým neurologickým onemocněním?

ANO

NE

3) Jak byste zhodnotil Vaše potíže?

a) Limitují Vás v pohybu?

ANO

NE

b) Pociťujete při pohybu točení hlavy?

ANO

NE

c) Pociťujete větší problémy při pohybu v nerovném terénu (prahy, obrubník, přírodní cesta)?

ANO

NE

d) Myslíte si, že je Vaše chůze pomalá?

ANO

NE

e) Pociťujete problém při startu pohybu (když se potřebujete rozejít – například přes přechod)?

ANO

NE

4) Trpíte nějakou poruchou zraku, která by Vás omezovala v pohybu?

ANO

NE

5) Prodělal/a jste nějaké ortopedické, chirurgické operace, které by Vás limitovaly v pohybu?

ANO

NE

## Příloha 2: Informovaný souhlas pacienta

---



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

**Etická komise**

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

---

### **Informovaný souhlas**

pro výzkumný projekt: Diplomová práce: Ovlivnění chůze v chronické fázi u jedinců po CMP

období realizace: leden 2013 – duben 2014

řešitelé projektu: Mgr. Luboš Spisar, Bc. Alžběta Bůžková

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zhodnotit efektivitu terapie chůze na C-mill u jedinců v chronické fázi CMP. Během terapie budou na chodícím pásu C-mill měněny časoprostorové parametry (rychlost chůze, délka kroku, šířka baze apod.). Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádná známá zdravotní rizika. Během měření na přístroji budete pod neustálým dohledem a v případě jakéhokoliv problému bude experiment okamžitě zastaven. V průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_  
V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_  
V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Bank. spojení: KB, a.s., Olomouc  
Č. ú.: 19-1096330227/0100

IČ: 61989592  
DIČ: CZ61989592

Tel.: +420 585 632 858  
Internet: www.upol.cz