

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**Vliv rehabilitace s využitím biofeedbacku na symetrii chůze
u hemiparetických pacientů**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor práce: Bc. Libor Sameš, obor Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph. D.

Olomouc 2024

Jméno a příjmení autora: Bc. Libor Sameš

Název diplomové práce: Vliv rehabilitace s využitím biofeedbacku na symetrii chůze u hemiparetických pacientů

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph. D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2024

Abstrakt:

Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení efektu rehabilitace s biofeedbackem na chůzovém trenažeru Zebris Rehawalk® na parametry symetrie chůze, její rychlost a vytrvalostní složku, objektivizované pomocí klinických testů, 10 Meter Walk Test a 6 Minute Walk Test, u hemiparetických pacientů. Výzkumu se účastnilo celkově 25 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou skupin – skupina s přídatnou intervencí v podobě chůzového trenažeru s biofeedbackem a skupina korigovaná pouze terapeutem. Celková doba výzkumu byla čtyři týdny.

Z výsledku studie u výzkumné skupiny vyplývá zvýšení všech měřených parametrů symetrie chůze se statistickou významností step time v rámci rozdílu vstupního a výstupního vyšetření, ale i rozdílu mezi skupinami. Statistická významnost též byla prokázána u rozdílu vstupního a výstupního vyšetření běžné i maximální rychlosti chůze a funkční kapacity, avšak bez statistické významnosti rozdílu mezi skupinami. Kontrolní skupina dokázala urazit delší vzdálenost a měla větší rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením u 6 Minute Walk Test (6MWT). Ve výzkumné skupině byla zjištěna střední míra závislosti symetrie stance phase na běžnou rychlost chůze ve smyslu pozitivní korelace s hraniční statistickou významností. V kontrolní skupině symetrie swing phase naopak negativně ovlivnila běžnou i maximální rychlost chůze. Byla nalezena střední míra negativní závislosti mezi symetrií délky kroku a výkonem při testování 6MWT.

Klíčová slova: cévní mozková příhoda, biofeedback, symetrie chůze, klinické testy chůze, trenažer chůze

Souhlasím, aby práce byla půjčována ke studijním účelům a byla citována dle platných norem.

Author's first name and Surname: Bc. Libor Sameš

Title of the master thesis: Effect of rehabilitation using biofeedback on gait symmetry in hemiparetic patients

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University in Olomouc

Supervisor: Mgr. Martina Šlachtová, Ph. D.

The year of presentation: 2024

Abstract:

The aim of the thesis was to evaluate the effect of rehabilitation using biofeedback on the Zebris Rehawalk® treadmill on the parameters of gait symmetry, its speed, and endurance, objectified by clinical tests, the 10 Meter Walk Test and the 6 Minute Walk Test, in hemiparetic patients. A total number of 25 patients participated in the research were divided into two groups - a group with added biofeedback treadmill intervention and a group corrected only by a therapist. The total duration of the research was four weeks.

The results of the study in the research group show an increase in all measured parameters of gait symmetry with statistical significance in step time within the difference between the initial and final examinations, but also the difference between the groups. Statistical significance was also demonstrated in the difference between the initial and final examinations of comfort and maximum walking speed and functional capacity, but without statistical significance in the difference between the groups. The control group was able to reach a longer distance and had a greater difference between the initial and final examination in the 6 Minute Walk Test (6MWT). In the research group, a moderate degree of dependence between stance phase symmetry and normal walking speed was found, with positive correlation and borderline statistical significance. In the control group, swing phase symmetry negatively affected both normal and maximum walking speed. A moderate negative correlation was found between step length symmetry and performance in the 6MWT.

Keywords: stroke, biofeedback, gait symmetry, clinical gait tests, treadmill

I agree that the thesis may be borrowed for study purposes and cited according to applicable standards.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením
Mgr. Martiny Šlachtové, Ph. D., uvedl jsem v seznamu literatury všechny použité literární
zdroje a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

.....

Tímto bych rád poděkoval své vedoucí Mgr. Martině Šlachtové, Ph. D. za trpělivost, ochotu a za cenné rady. Dále moje poděkování patří Rehabilitačnímu ústavu Hrabyně za poskytnutí zázemí pro uskutečnění výzkumu a za vstřícnou spolupráci zdejšího personálu.

Seznam zkratek

10MWT	10 Meter Walk Test
2MWT	2 Minute Walk Test
3D	trojrozměrný
6MWT	6 Minute Walk Test
a.	arteria
ACA	arteria cerebri anterior
ACI	arteria carotis interna
ACM	arteria cerebri media
ACP	arteria cerebri posteriori
ADL	activity of daily living
aj.	a jiné
angl.	anglicky
apod.	a podobně
atd.	a tak dále
BG	bazální ganglia
cca	cirka
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CPG	central pattern generators
č.	číslo
FAC	Functional Ambulatory Category
IC	Initial Contact
ICC	Intra-class corelation
ISw	Initial Swing
LR	Loading Response
m.	musculus
MLR	mesencephalic locomotor region
mRS	Modifikovaná Rankinova škála
MSt	Mid Stance
MSw	Mid Swing
N/cm ²	newton/čtvereční centimetr

např.	například
PMRF	pontomedulární retikulární formace
PSw	Pre-Swing
r	korelační koeficient
RAS	Rhythmic auditory stimulation
SIS	Stroke Impact Scale
tj.	tedy
TSt	Terminal Stance
TSw	Terminal Swing
TUG	Timed Up and Go
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaný

Obsah

Úvod	10
Přehled poznatků	11
Chůze	11
Obecná charakteristika	11
Řízení	12
Krokový cyklus v kontextu cévní mozkové příhody	17
Asymetrie chůze u hemiparetických pacientů	19
Možnosti klinického vyšetření	23
Biofeedback	29
Obecný popis	29
Typy biofeedbacku	29
Biofeedback a rehabilitace chůze	30
Systém Zebris Rehawalk®	32
Využití	33
Cíle práce	34
Hypotézy výzkumu	34
Metodika	35
Charakteristika výzkumného souboru	35
Vyšetření časoprostorových parametrů pomocí systému Zebris Rehawalk®	36
Funkční testování	37
Terapeutická intervence	37
Metody zpracování dat	39
Metody statistického zhodnocení	39
Výsledky	40
Obecná deskriptivní analýza	40

Výsledky k hypotéze č. 1	42
Výsledky k hypotéze č. 2	42
Výsledky k hypotéze č. 3	43
Výsledky k hypotéze č. 4	44
Výsledky k hypotéze č. 5	45
Výsledky k hypotéze č. 6	45
Diskuze	47
Závěr	53
Souhrn.....	55
Summary.....	56
Seznam použité literatury	57
Přílohy	71

Úvod

Chůze je typický a nejpřirozenější způsob lokomoce člověka. Není to však pouze nástroj sloužící k přesunu z místa na místo, ale také dává jednotlivcům možnost zapojit se do společenského života. Chůze má důležitý význam pro samostatnost a její porucha negativně ovlivňuje celkovou kvalitu života (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Jednou z nejčastěji se vyskytujících poruch chůze je tzv. hemiparetická chůze typická pro pacienty po iktu, kdy zhruba 80 % těchto pacientů pociťuje problémy s chůzí tři měsíce po cévní mozkové příhodě (Alguren, Lungren-Nilsson, & Sunnerhagen, 2010).

Hemiparetická chůze je způsobená lézí descendentních nervových drah, v jejímž důsledku se klinicky projevuje zhoršením rovnováhy, snížením rychlosti chůze, její asymetrií aj. (Beyaert, Vasa, & Frykberg, 2015).

V rámci neurorehabilitace se pro zlepšení klinického obrazu hemiparetické chůze využívá multisenzorická stimulace neuroplasticity, která se děje v tomto případě cílenou pohybovou aktivitou ve formě opakované chůze pacienta. Rehabilitace chůze může být uskutečněna několika způsoby, a to například terapeutem vedená chůze, roboticky asistovaná, chůze na chodícím pásu, v odlehčení, ve virtuální realitě nebo se pro korekci chůze využívá senzorické zpětné vazby (Krobot, Kolářová, Kolář, Schusterová, & Tomsová, 2017).

Zpětná vazba v podobě biofeedbacku je čím dál více používanou metodou pro rehabilitaci chůze, pravděpodobně z důvodu lepšího uvědomění pacienta o svém těle. Studie již prokázaly jistý efekt jeho využití na zlepšení chůze a celkové funkční kapacity pacienta (Družbicki, Guzik, Przysada, Kwolek, & Brzozowska-Magoń, 2015). Stále je však málo důkazů o jeho vlivu na chůzi v porovnání s korekcí terapeutem.

Tato práce bude mít za cíl porovnat efekt rehabilitace chůze s biofeedbackem na přístroji Zebris FDM-T Rehawalk® s rehabilitací chůze korigovanou terapeutem. Hodnoceny zde budou vybrané parametry symetrie chůze.

Přehled poznatků

Chůze

Obecná charakteristika.

Chůze je bipedální způsob lokomoce typický pro člověka. Je považována za schopnost cyklického pohybu dolních a horních končetin, přičemž koordinovaná souhra takových pohybů má za cíl přesun těla z bodu A do bodu B. Základní jednotkou chůze označujeme krokový cyklus, který je definován jako úsek vymezený dvěma po sobě jdoucími údery paty jedné dolní končetiny. V rámci krokového cyklu se každá z dolních končetin dostane jak do fáze oporné, tak i švihové. Oporná fáze je část cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Po opěrné fázi následuje fáze švihová, ve které se odlepjuje chodidlo od podložky a dostává se do vzduchu (Perry & Burnfield, 2010; Takakusaki, 2017).

Tyto dvě fáze jsou odděleny odrazem palce, respektive úderem paty. Fyziologicky při běžné rychlosti chůze tvoří opora 60 % krokového cyklu a švih 40 %. Při postupném zvyšování rychlosti chůze až po hranici běhu se procentuální zastoupení obou fází snižuje. Jako optimální chůzi označujeme takovou, která je stabilní, symetrická a energeticky nenáročná (Sheffler & Chae, 2015; Levine, Richards, & Whittle, 2012).

Hemiparetická chůze.

Corbetta et al. (2015) uvádí, že hemiparetická chůze je charakteristická u jedinců, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu (dále CMP). Jsou zde postiženy především motorické eferentní nervové dráhy bez přímého poškození muskuloskeletálního systému či reflexního oblouku míchy. V souvislosti s postižením prvního, někdy jinak nazývaného centrálního motoneuronu, však vzniká porucha senzomotorického systému, která dále vede ke snížení svalové síly, poruše selektivního motorického řízení, spasticitě a deficitu propriocepce.

Všechny zmíněné aspekty se projevují na chůzi, ať už z pohledu časoprostorových parametrů, spojených se symetrií chůze či její rychlosti, dále z pohledu kinetiky, kinematiky, nebo celkové stability, kdy pacienti vykazují zvýšené riziko pádů (Kao, Dingwell, Higginson, & Binder-Macleod, 2014)

Opavský (2003) ve své publikaci popisuje typický klinický obraz chůze u hemiparetických pacientů. Objevuje se zde v různé míře tzv. Wernicke-Mannovo držení, arytmiizace kroků a s tím související cirkumdukce postižené dolní končetiny. Tato končetina navíc díky svému postavení, při kterém často tře chodidlo o zem, vytváří zvukový fenomén.

Celkový klinický nález odchylek chůze je však velmi variabilní a závisí například na vážnosti nálezu, uplynulé době od mozkové příhody či schopnosti neuroplasticity nervového systému čili schopnosti návratu či kompenzace ztracené funkce (Krasovsky & Levin, 2010).

Co se týče odchylek chůze u hemiparetických pacientů, Schmid, Schweizer, Romkes, Lorenzetti a Brunner (2013) přišli s rozdělením, kdy primární odchylky jsou způsobeny přímo patologií v oblasti cévního zásobení a vždy se objevují již od začátku. Naopak sekundární odchylky ještě můžeme dle autorů rozdělit na pasivní sekundární, které jsou charakterizovány jako fyzický následek primární odchylky, nebo aktivní sekundární, které působí jako kompenzační mechanismus odchylek předešlých.

V důsledku odchylek ať už kinetických či kinematických v jednotlivých fázích krokového cyklu se celková energetická náročnost chůze u pacientů s hemiparézou zvyšuje, a to například ve spotřebě kyslíku, která je na rozdíl od zdravých jedinců zvýšená o 50 až 67 %. Pravděpodobný důvod takového zvýšení energetické spotřeby je nutnost větší svalové aktivity neparetické dolní končetiny jako kompenzační mechanismus oslabené druhostranné končetiny (Detrembleur, Stoquart, Chantraine, & Lejeune, 2003; Woolley, 2001).

Je zde také nutno dodat, že menšími či většími limitacemi a odchylkami chůze, trpí až 75 % pacientů, kteří prodělali CMP (Duncan et al., 2005).

Řízení.

Na řízení chůze u člověka se podílí nesčetné množství struktur, ať už se bavíme o oblasti míchy či nejvyšších etážích v úrovni mozkové kůry.

Při chůzi je řízen každý jednotlivý krok, kdy tělo při takovém úkonu potřebuje zajistit adekvátní svalovou sílu proti působení gravitace, předozadní a medio-laterální stabilitu, a zároveň udržovat pohyb vpřed (Massion, Alexandrov, & Frolov, 2004).

Vařeka, Bednář a Vařeková (2016) za nejsložitější úkol pro fyziologickou chůzi považují zajištění postury společně s rovnováhou těla při současné střídavé flexi a extenzi končetin, kdy tento střídavý pohyb je zajištěn nižšími úrovněmi mozku a tzv. centrálními generátory vzorů.

Řízení rovnováhy, postury a lokomoce člověka je umožněno kaudo-rostrálním (angl. caudal-to-rostral) systémem osy nervového systému. Systém má za svůj cíl udržovat tělo ve vertikální ose proti gravitaci, udržovat průmět těžiště do opěrné báze a zajišťovat posturální stabilitu dostačující pro konkrétní pohybový úkol. Mezi jeho další funkce patří řízení trajektorie nohy pro zabezpečení optimální vzdálenosti mezi podložkou a chodidlem

ve švihové fázi kroku a zmírnění přenosu akceleračních sil směřujících kraniálně pro možnost stabilizace vizuálního obrazu a vestibulárního aparátu (Rothwell, 1994; Winter, 1989).

Pokud mluvíme o ideálním reaktivním řízení rovnováhy, opoře těla a posturální stabilizaci, pak musí být příkazy z pohybové soustavy propojeny s příkazy z lokomočních center a center posturálního řízení. Tyto centrální lokomoční a posturální příkazy mohou být modulovány zpětnou vazbou ze smyslových receptorů, jejichž aktivitu vyvolal samovolný, nebo vynucený pohyb. Charakter či intenzita příkazu je přizpůsobena na základě rozdílu vnímaného a požadovaného pohybu (MacKinnon, 2018).

Mezi nejdůležitější součásti nervového systému, které jsou potřeba pro dosažení výše uvedených cílů, řadíme systémy senzorické, dále pak míchu, subkortikální centra a konečně nejvyšší etáže CNS (MacKinnon, 2018).

Senzorické systémy nám zprostředkovávají zpětnou vazbu jak z vnitřního, tak z vnějšího prostředí. O informace z vnitřního prostředí se starají velkou měrou proprioceptory, které mají významnou roli v rámci reaktivního řízení postury, regulace tuhosti kloubů a působí tak i na samotný pohybový vzor chůze. Dalším senzorickým systémem je vestibulární aparát. Ten se při chůzi stará o orientaci hlavy, stabilizaci viděného obrazu při pohybu ostatních částí těla a zajištění rovnováhy (Rothwell, 1994).

Zrak informuje nervový systém o statických či dynamických vlastnostech zevního prostředí a zároveň tyto vlastnosti vztahuje k orientaci a pohybu těla v prostoru. Následně díky podnětům ze zrakových receptorů tělo dokáže plánovat, předvídat a provést potřebné úkony pro posturální adaptaci při náhlých změnách v rámci zorného pole (Goodale & Milner, 1992).

Častokrát zanedbávaným senzorickým systémem, který uvádí Rothwell (1994), je kůže. Její funkcí je podávat vyšším etážím informace o distribuci tlaku, směru, míře a rychlosti zatížení chodidla, ale také např. o přilnavosti a obecně vlastnostech podložky.

Řízení chůze na míšní úrovni se odehrává díky činnosti sítě neuronů zvané centrální generátory vzorů (angl. central pattern generators, CPG) zmíněné již výše. Jsou schopné vytvářet opakované, automatické a rytmické pohybové signály ve smyslu recipročního střídání flexe a extenze dolních končetin. Samostatnou aktivitu těchto sítí v běžném životě u člověka však nelze vyvolat (Vařeka et al., 2016; McCrea & Rybak, 2008).

O etáž výše jsou lokalizovaná subkortikální centra v oblasti mozkového kmene. Je zde uloženo mnoho důležitých struktur vzhledem k postupnému zautomatizování chůze v průběhu vývoje člověka. Do takových struktur McCall, Miller a Yates (2017) řadí například

vestibulární jádra, která se podílejí na řízení postury a rovnováhy při plánovém pohybu v reakci na smyslový podnět z prostředí.

Další subkortikální oblastí zapojující se do řízení chůze je v anglicky psaných textech *mesencephalic locomotor region* (MLR). Jeho hlavní význam tkví v generování dostatečné intenzity a trvání lokomočního rytmu. Struktury ve vyšších etážích skrze něj navíc mohou volit způsob lokomoce ať už ve smyslu chůze, běhu, lezení apod. (MacKinnon, 2018; Takakusaki, 2017).

Pontomedulární retikulární formace (PMRF) spolu s tractus reticulospinalis jsou označovány jako hlavní eferentní struktury řízení pohybu a centrum senzomotorické integrace umožňující nervovému systému spojovat odpovídající posturu a pohyb s volními úkony. Podílí se velkou měrou na anticipační a reaktivní posturální regulaci, řízení pohybové intenzity a volbě způsobu lokomoce ve smyslu chůze či běhu, regulují svalový tonus a zapojují se do iniciace chůze (Patla, 2004; Prentice & Drew, 2001; Takakusaki, 2017).

Subkortikální struktury pojmenované locus coeruleus a nucleus raphae jsou významné pro chůzi díky vytváření neuromodulativních drah, které mění excitabilitu CPG a hrají tak důležitou roli v zajištění koordinace dolních končetin (Jordan & Slawinska, 2011; Wilson, Thompson, Miller, & Heckman, 2015).

Mezi struktury nejvyšší etáže řízení chůze MacKinnon (2018) řadí oblasti frontálního laloku, konkrétně prefrontální, premotorickou a primární motorickou oblast podílející se na selekci, plánování, iniciaci a provedení zamýšlené lokomoce, do níž zahrnujeme změnu pohybového chování, tzn. změnu ze sedu do stoje, z chůze do běhu atd. Dále změnu trajektorie končetin, případně celého těla a modifikaci časoprostorových aspektů chůze.

Významnou roli v řízení chůze mají také bazální ganglia (BG). Slouží pro selekci pohybů, jejich supresi, odstupňování motorické odpovědi, ale také provedení zautomatizovaných akcí. Tyto funkce jsou upevňovány a zdokonalovány neustálým motorickým učením (Mink, 1996; Wu & Hallett, 2005).

Vliv další struktury, mozečku, označují Houk et al. (2007) v řízení chůze jako klíčový z důvodu jeho funkce detekce a korekce pohybových odchylek a zjemňování motorických příkazů v rámci procesu motorického učení.

Mozeček se však také podílí na reaktivní koordinaci a formování postury jako odpovědi na pohyb končetin či dotykový vjem (MacKinnon, 2018).

Řízení chůze u hemiparetických pacientů.

Narušení řízení chůze u hemiparetických pacientů, v tomto případě pacientů po CMP, vzniká na podkladě poškození motorických drah bez přímého poškození míšního okruhu či muskuloskeletálního systému. Poruchy muskuloskeletálního systému však vznikají sekundárně jako důsledek kompenzačních mechanismů pohybového (Corbetta et al., 2015).

Co se týče konkrétních struktur řízení, záleží zde na tom, které cévní povodí bylo ovlivněno. Povodí a. cerebri media (ACM) zásobuje například oblasti frontálního, parietálního a temporálního laloku, a. cerebri anterior (ACA) oblasti frontálního a parietálního laloku a a. cerebri posterior (ACP) oblast okcipitálního laloku. Zmíněné arterie však mají svůj vliv i na subkortikální struktury, ACM na jádra BG a ACP na oblast thalamu. Mozeček je zásoben z a. cerebelli inferior anterior a posterior, a. basilaris a a. cerebelli superior. Mozkový kmen je poté vyživován z povodí a. basilaris, a. communicans posterior, a. cerebelli anterior, a. vertebralis aj. (Dusenbury & Alexandrov, 2019).

Mozková příhoda zasahující kmen se stává ve 4 až 16 % případů, mozečková je ještě vzácnější, kdy se její zastoupení pohybuje mezi 2 a 6 % všech stavů po CMP (Carrera et al., 2007).

Tato čísla ukazují, že drtivá většina pacientů po CMP nemá poškozená centra pro řízení automatismu chůze. Spíše naopak se struktury jako mozkový kmen, mozeček atd. o to více zapojují do generování chůze a vytváření jejího vzoru. Vystává zde tedy otázka o patofyziologii dysfunkce chůze u takových pacientů (Beyaert, Vasa, & Frykberg, 2015).

Alexander et al. (2009) však ve své studii na základě vyšetření pomocí 3D snímků z magnetické rezonance zjistili, že například asymetrie chůze, která je u těchto jedinců velmi častá, je podmíněna strukturálním poškozením v oblasti BG, konkrétně v posterolaterální části putamen. Statisticky byla tato struktura poškozena o 60 až 80 % častěji u pacientů s asymetrickou chůzí oproti těm s chůzí symetrickou.

Pro následnou rehabilitaci chůze může být důležitou i stranová lokalizace léze v oblasti hemisfér. Léze levé hemisféry je spojována se zhoršenou intersegmentální koordinací, poruchou směru a přímočarosti pohybů. V rámci chůze u takových jedinců pozorujeme horší výchozí časoprostorové parametry a méně ovlivněné kinematické parametry. Jedinci s lézí pravé hemisféry mají potíže s přenosem váhy těla, rovnováhou a celkově statickou kontrolou. U takových budeme nacházet naopak výrazněji zhoršené kinematické parametry oproti těm časoprostorovým (Mani et al., 2013; Vismara et al., 2022).

V souvislosti s poruchou řízení je nutné také zmínit značný vliv spasticity, která je spolu se svalovým oslabením hlavní příčinou pohybových poruch u pacientů po mozkové mrtvici, kdy se její výskyt u pacientů odhaduje na 20 až 40 % (Zorowitz, Gillard, & Brainin, 2013).

Nejpravděpodobnějším mechanismem spjatým se vznikem spasticity je dle Li a Francisco (2015) hyperexcitabilita tractus reticulospinalis medialis, kdy tato zvýšená dráždivost je podmíněna ztrátou schopnosti inhibice vyššími centry řízení. Kromě retikulospinálních dráh se na spasticitě mohou podílet i další dráhy, které jsou spolu úzce spojeny. Mezi ně patří například tractus vestibulospinalis či rubrospinalis.

Spasticita vede vždy k patologickým synergistickým pohybovým vzorům, jako je například typický flexorový vzor pro horní končetinu, a naopak extenzorový pro dolní končetinu (Francisco & Li, 2016).

Klinicky se hemiparetická chůze vyznačuje omezením počtu tzv. modelů, jak nazývají někteří autoři svalové synergie v rámci lokomoce. U fyziologické chůze pozorujeme modulů pět, přičemž každý má své specifické místo a funkci v krokovém cyklu:

- Modul č. 1 sestává z extenzorové skupiny svalů kyčelního a kolenního kloubu spolu s abduktory kyčelního kloubu. Tento modul slouží antigravitačně, jako podpora těla na začátku oporné fáze.
- Modul č. 2, obsahující svaly provádějící plantární flexi v hlezenním kloubu, slouží ke stejnému účelu jako model předešlý, jenom je specifický pro konec oporné fáze, kde navíc uplatňují plantární flexory svoji propulzní funkci.
- Moduly č. 3 (svaly přední strany bérce a m. rectus femoris) a 5 (svalová skupina flexorů a adduktorů kyčelního kloubu kromě m. adductor magnus) mají za funkci akceleraci dolní končetiny na začátku švihové fáze.
- Naopak modul č. 4, který je tvořen hamstringy, působí v závěru švihové fáze na švihovou dolní končetinu deceleračně a současně je i jeho funkcí pohyb těla vpřed na začátku oporné fáze (Allen & Neptune, 2012).

U hemiparetických pacientů je počet těchto modelů díky hyperexcitabilitě retikulospinálních a vestibulospinálních drah omezen na dva až tři, přičemž centrální nervová soustava upravuje existující přístupné moduly pro lokomoci a posturální řízení (Beyaert et al., 2015).

Tímto způsobem vznikají tzv. primitivní vzory lokomoce, které mohou obsahovat části více fyziologických modulů. Například pro stabilitu stojné fáze při přenosu váhy nad stojnou dolní končetinu, používá pacient extenzi a addukci v kyčelním kloubu s extenzí v kloubu

kolenním, plantární flexí hlezenního kloubu a inverzní postavení nohy, což se v anglické literatuře nazývá *lower limb mass extensor movement pattern*. V akutní a subakutní fázi po CMP navíc tyto primitivní vzory v negativním slova smyslu ovlivňují selektivní řízení pohybu (Chvatal & Ting, 2013; Sheffler & Chae, 2015).

Routson, Kautz a Neptune (2014) uvádí, že počet modelů navíc ovlivňuje pacientem preferovanou rychlost chůze, její modulaci, symetrii, délku kroku a propulzi. Obecně u jedinců s menším počtem dostupných modelů pozorujeme pomalejší chůzi s vyššími hodnotami asymetrie.

Krokový cyklus v kontextu cévní mozkové příhody.

Krokový cyklus, jak již bylo zmíněno, se dělí na opornou fázi a fázi švihovou. Perry a Burnfield (2010) dále rozdělují tyto dvě fáze na další menší části. Oporná fáze obsahuje iniciální kontakt nohy (angl. Initial Contact, IC), období postupného zatížení (angl. Loading Response, LR), období střední opory (angl. Mid Stance, MSt), období aktivního odrazu (angl. Terminal Stance, TSt) a období pasivního odrazu (angl. Pre-Swing, PSw). Švihová fáze se dělí na období iniciálního švihu (angl. Initial Swing, ISw), dále období středního švihu (angl. Mid Swing, MSw) a konečně období terminálního švihu (angl. Terminal Swing, TSw).

Oporná fáze.

Primárními zdroji hybné síly jsou u fyziologické chůze plantární flexe hlezenního kloubu při odrazu palce v konečné fázi opory, dále extenze kyčelního kloubu při IC, a nakonec flexe kyčelního kloubu při PSw. U hemiparetické chůze je síla v obou kloubech paretické dolní končetiny snížena. V určitých případech lze však při dostatečné svalové síle flexorů kyčelního kloubu kompenzovat nedostatečnou sílu hlezenního kloubu do propulze (Sheffler & Chae, 2015; Williams, Morris, Schache, & McCrory, 2010).

V oporné fázi je u hemiparetických pacientů na první pohled viditelná spasticita a zkrácení lýtkových svalů paretické končetiny, což má při IC za následek kontakt nikoliv paty, ale celou plochou chodidla či pouze předonožím. U mnoha pacientů můžeme navíc pozorovat inverzní postavení nohy, tzv. pes equinovarus, který způsobuje přenos váhy v průběhu oporné fáze více nad laterální hranu chodidla. Tato deformita je často způsobena spasticitou či zkrácením svalu m. tibialis posterior. Prolongovaná aktivita plantárních flexorů hlezenního kloubu dále snižuje jejich schopnost jak excentrické, tak následné koncentrické kontrakce, což se projevuje nejvíce na omezené propulzní síle při odrazu paretické dolní končetiny na konci oporné fáze (Balaban & Tok, 2014; Sheffler & Chae, 2015)

Co se týče kolenního kloubu, tak dle Woolley (2001) záleží, v jaké fázi po CMP se dotyčný nachází. V akutnější fázi kolenní kloub nemá dostatečnou koordinovanou funkci m. quadriceps femoris v počáteční fázi opory, je nestabilní a poklesá do flexe s možností pádu pacienta. V pozdějších fázích vývoje stavu se kolenní kloub naopak dostává do hyperextenčního postavení, jehož vznik je některými autory připisován příliš brzké aktivitě lýtkových svalů, kdy je končetina do tohoto postavení tažena mechanicky. Většina z autorů se však shoduje, že hyperextenze je kompenzační mechanismus pro stabilní přenos váhy těla nad paretickou dolní končetinu.

V oblasti kyčelního kloubu Moseley, Wales, Herbert, Schurr a Moore (1993) popisují jednak zmenšený rozsah pohybu do flexe při IC, pravděpodobně z důvodu svalové ochablosti flexorové skupiny, a dále pak snížený rozsah do extenze, který je přičítán vlivu udržovaného postavení hlezenního kloubu v plantární flexi. Přílišná aktivita plantárních flexorů hlezenního kloubu totiž zabraňuje fyziologickému pohybu kyčelního kloubu do extenze při oporné fázi, jelikož maximální rozsah do extenze při chůzi je dosažen díky předešlé postupné dorzální flexi hlezenního kloubu. Ve frontální rovině navíc pozorujeme oslabení abduktorové skupiny kyčelního kloubu

Švihová fáze.

Ve švihové fázi se hlezenní kloub u pacientů s CMP chová stále stejně, jako při fázi opory. Nadměrná aktivita plantárních flexorů drží kloub v postavení, které se v anglicky psané literatuře nazývá *foot drop*. Často bývá právě toto postavení, které je spojené s ochablostí svalů přední strany bérce, jediným klinickým nálezem u pacientů s lehčím stupněm motorického postižení (Sheffler & Chae, 2015).

Kolenní kloub má ve švihové fázi hemiparetické chůze dva druhy omezení. První z nich je snížená flexe, která je způsobena nadměrnou aktivitou m. rectus femoris, neadekvátním odrazem palce paretické dolní končetiny, případně svalovým oslabením flexorů kolenního kloubu. Druhé omezení je snížená extenze kolenního kloubu v konečné fázi švihu v důsledku nedostatečné počáteční švihové akcelerace stehenní kosti a následně i nohy v období MSw a TSw (Bensoussan, Mesure, Viton, & Delarque, 2006; Campanini, Merlo, & Damiano, 2013).

Dle Balaban a Tok (2014) je kyčelní kloub oslaben v pohybu do flexe v sagitální rovině a abdukce v rovině frontální. Snížená flexe kyčelního a kolenního kloubu společně s omezenou dorzální flexí hlezenního kloubu funkčně prodlužují paretickou dolní končetinu. Díky prodloužení končetiny a zároveň nižší svalové síle se snižuje výška, ve které je noha při

švihové fázi držena nad podložkou. V důsledku toho je pacient po CMP nucen používat kompenzaci v podobě cirkumdukce, jež obnáší zvýšenou aktivitu abduktorů kyčle oporné končetiny tak, aby bylo dosaženo optimálního zvednutí pánve a s ní i celé paretické dolní končetiny.

Horní končetiny a trup.

Trup je při chůzi u hemiparetických pacientů postižen jako jeden celek. To se projevuje například sníženou aktivitou trupové muskulatury (Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004).

Změny biomechaniky pohybu trupu, respektive pánve, mohou navíc ovlivňovat fenomén v anglické literatuře označovaný jako *pelvic step*. Ten se projevuje při určité rychlosti chůze a označuje děj, kdy se rotace pánve začíná výrazněji podílet na délce kroku. Liang et al. (2014) si vysvětlují zmíněný fenomén jako kompenzační mechanismus sníženého rozsahu do flexe v kyčli při chůzi.

V oblasti pánve navíc Chen et al. (2003) prokázali u pacientů po CMP oproti zdravým probandům zvýšené hodnoty anterior pelvic tilt, a to jak v oporné, tak švihové fázi krokového cyklu.

Co se týče odchylek pohybu trupu v jednotlivých anatomických rovinách, v rovině sagitální se často objevuje předozadní asymetrie, kdy při kroku paretickou dolní končetinou můžeme vidět výrazné odchylky v porovnání se zdravou populací ve smyslu zvýšení pohybu trupu. Stejně tak pozorujeme zvýšenou asymetrii pohybů ve frontální rovině s akcentací hlavně při oporné fázi chůze na paretické straně. V rovině transverzální poté autoři popisují zvýšení rozsahu pohybu do rotací hlavně v horní části trupu, a to až o 15 % oproti zdravým jedincům v souvislosti se zvýšeným stupněm spasticity horní končetiny (De Bujanda, Nadeau, & Bourbonnais, 2004; Hacmon, Krasovsky, Lamontagne, & Levine 2012; Roerdink & Beek, 2011).

Souhýb horních končetin se u hemiparetických pacientů také odlišuje. Bývá často asymetrický a například Kubo, Wagenaar, Saltzman a Holt (2004) ve své studii uvádějí, že se poměr švihového pohybu paže:dolní končetina u pacientů naopak s nižší spasticitou v oblasti horní končetiny mění z poměru 1:1 na 2:1 ve prospěch pohybu paže.

Asymetrie chůze u hemiparetických pacientů.

Reedukace chůze u hemiparetických pacientů je jednou z nejvyšších priorit v rámci rehabilitace. Konvenční pohled na zlepšení schopnosti chůze je takový, že největších změn dosahují pacienti v rámci období třech až šesti měsíců po iktu s následnou postupnou fází

plató. Znovu nabití schopnosti samostatné chůze přitom celkově dosáhne až 80 % postižených,

přičemž zhruba polovina z nich vnímá přetrvávající asymetrii. Asymetrie chůze u takových jedinců má na rozdíl od parametru rychlosti, neurologického deficitu či poruchy motoriky dolních končetin tendenci se s postupem času prohlubovat (Jørgensen, et al., 1995; Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010).

S asymetrií chůze a jejím případným prohlubováním se pojí negativní zdravotní důsledky, například zvýšení metabolických a mechanických nároků, zvyšuje se riziko svalové i kloubní degenerace nepostižené dolní končetiny, a naopak se snižuje kostní hustota končetiny paretické (Ellis, Howard, & Kram, 2013; Jørgensen, Crabtree, Reeve, & Jacobsen, 2000).

Do poměrně běžných následků iktu patří také zvýšená četnost pádů, která se dle Hyndman a Ashburn (2003) objevuje u 25-37 % během prvních šesti měsíců a ve 23-50 % po více jak půl roce od vzniku CMP.

Rehabilitace zaměřená právě na asymetrii chůze hraje v prevenci pádů významnou roli, jelikož studie Lewek, Bradley, Wutzke a Zinder (2014) a Wei, P.-T. Liu, Chang a S.-Y. Liu (2017) prokázaly souvislost mezi mírou asymetrie chůze a rovnováhou, respektive stanovily asymetrii chůze jako jeden z hlavních ukazatelů souvisejících se zvýšeným množstvím pádů.

Mezi motorické příznaky typicky doprovázející hemiparetickou chůzí jsou již dříve zmíněná spasticita, narušená koordinace v načasování aktivace svalových skupin při jednotlivých fázích krokového cyklu a v neposlední řadě svalové oslabení. Co se týče koordinace a načasování aktivace svalů, Rozanski et al. (2020) prokázali na základě vyšetření elektromyografie (EMG) u pacientů po CMP s asymetrickou chůzí dřívější snížení aktivity svalů lýtka během stojné fáze a snížené reagování ve smyslu aktivace-relaxace u svalů přední strany bérce oproti kontrolní skupině se symetrickou chůzí.

Olney a Richards (1996) charakterizovali v této souvislosti ještě kromě snížené aktivity m. tibialis anterior také déletrvající aktivitu m. quadriceps femoris a hamstringů na postižené dolní končetině.

Souvislost svalového oslabení a asymetrie chůze se pak ve své studii zabýval Ju (2020). Svalová síla je zde referována jako velikost zapojení svalu zobrazená pomocí EMG při Sit-to-Stand testu. V tomto případě se jednalo o m. rectus femoris, m. tibialis anterior a m. gastrocnemius. Výsledkem studie byla korelace mezi asymetrickým zapojením m. rectus femoris a m. gastrocnemius na parametr délky kroku. Čím větší byla asymetrie zapojení

těchto dvou svalů při Sit-to-Stand oproti testu oproti zdravé straně, tím větší byla i asymetrie délky kroku. V této studii vyšla i pozitivní korelace asymetrického zapojení m. rectus femoris na asymetrii času kroku oproti zdravé straně.

Zmíněné parametry délky a času kroku patří mezi tzv. časoprostorové parametry, které jsou nejfrekventovaněji měřenými hodnotami v rámci kvantitativního vyšetření chůze v klinické praxi. Mezi nejtypičtější parametry časové patří *swing time* a *stance time*, kdy u hemiparetické chůze je běžně prodloužená *stance time* zdravé dolní končetiny oproti paretické, a naopak u paretické pozorujeme delší *swing time*. Délka kroku pak patří mezi parametry prostorové (Titianova, Pitkänen, Pääkkönen, Sivenius, & Tarkka, 2003).

Časové parametry jsou u pacientů po CMP ukazatelem konzistentním, naproti tomu délka kroku paretické versus neparetické dolní končetiny je již méně stálým parametrem (Balasubramanian, Bowden, Neptune, & Kautz, 2007).

Paradoxně právě délka kroku je i přes svoji nekonzistentnost u hemiparetických pacientů často hlavním ukazatelem symetrizace chůze, a tedy i úspěšnosti léčebné intervence. Například Schwartz, Ofran, Karniel, Seyres a Portnoy (2022) ve své studii zjistili, že se zvyšující se hodnotou asymetrie délky kroku se prodlužuje doba nutné rehabilitace. Kromě tohoto vzájemného vztahu vyšla ze studie ještě negativní korelace mezi zvýšenou asymetrií délky kroku a rychlostí chůze, což je jeden z hlavních ukazatelů podílejících se na celkovém výkonu chůze.

Hodnoty délky kroku a rychlosti chůze hrály důležitou roli i ve studii Szopa, Domagalska-Szopa, Lasek-Bal a Žak (2017), kteří tyto parametry vztahovali k asymetrii zatížení dolní končetiny. Z výzkumu vyšla negativní korelace mezi zmíněnými parametry, tzn. asymetrickým zatížením a dvojitou délkou kroku a rychlostí chůze.

Velikost zatížení při stojné fázi kroku přitom zkoumali již dříve Chu, Hornby a Schmidt (2015). Z jejich výsledků vyplynula zhoršená percepce zatížení na paretické dolní končetině u pacientů po CMP oproti zdravé populaci, která mohla vést k typickému kulhání a zároveň ke sníženému zatížení této strany. Snížená percepce zatížení se nejvíce objevovala během fáze odrazu, kterou autoři označují za nejvíce kritickou pro generalizaci symetrického vzoru chůze.

Hypotézu o souvislosti snížení percepce a vzniku asymetrie chůze podpořila také studie Crosby, Chen, Grahn a Patterson (2021), kteří tuto hypotézu vyšetřovali na zdravých jedincích. Probandi měli za úkol chodit 15 minut se závažím na nedominantní dolní končetině a vnímat přítomnost a případně směr asymetrie chůze. Hodnoty byly měřeny nejprve bez zátěže, dále při prvním kontaktu již zatížené končetiny s podložkou, po 15 minutách chůze se zátěží, a nakonec v moment, kdy si probandi uvědomili opětovný návrat k symetrii chůze

po sundání zátěže. Ihned po prvním kontaktu končetiny se závažím všichni probandi vnímali přítomnost asymetrie chůze, avšak pouze 52 % z nich dokázalo určit i směrovost asymetrie. Po 15 minutách chůze se počet probandů schopných vnímat směrovost snížil až na 31 %. Po sundání zátěže 72 % vnímalo asymetrii, avšak pouze jeden z vyšetřovaných byl schopen určit přítomnost i směr asymetrie. Takové velké číslo je však v kontrastu s faktem, že až 86 % probandů se ihned po sundání zátěže vrátilo ke svým symetrickým hodnotám chůze. Ze studie tedy vyplývá obtížnost vnímání vlastní asymetrie chůze již u zdravých jedinců.

Je také nutné zmínit, že asymetrie u pacientů po CMP prodělává během dne poměrně velké výkyvy, jelikož se na ni negativně podepisují aktivity běžného denního života. Curuk, Goyal a Aruin (2019) ve své studii zjišťovali vliv přídatných motorických aktivit v podobě nesení hrnku s vodou a kognitivních aktivit v podobě vyjmenovávání jednotlivých písmen abecedy na symetrii chůze, rychlost chůze a kadenci kroku. Jak kognitivní, tak motorická aktivita snižovala rychlost chůze i kadenci kroku a zvyšovala asymetrii. V porovnání aktivit mezi sebou pak kognitivní aktivita měla větší negativní dopad na samotnou asymetrii chůze.

Na základě výše zmíněných souvislostí s možnými riziky, které ji provází a její význam v úspěšnosti, respektive v délce nutné rehabilitace, je zaměření v terapii u hemiparetických pacientů právě na asymetrii chůze klíčové. Možností jejího ovlivnění je poměrně mnoho a neustále se rozšiřují. Hlavními mechanismem, který se využívá pro minimalizaci odchylek chůze je zpětná vazba (angl. feedback), které se bude věnovat text níže. Kromě zpětnovazebního mechanismu můžeme asymetrii upravovat též „vynucenou“ symetrizací, kterou použili například Crosby, Wong, Chen, Grahn a Patterson (2020). Ti ve své studii využili tzv. rytmickou zvukovou stimulaci (angl. Rhythmic auditory stimulation, RAS) s pomocí metronomu, která už během první intervence dokázala upravit asymetrii chůze, konkrétně délku kroku, spolu s rychlostí chůze. Efekt této terapie byl však závislý na schopnosti dotyčného vnímat rytmus, proto jedinci s horší percepcí rytmu měli nižší efekt terapie a u některých se asymetrie dokonce zvýraznila.

Efekt RAS je založený na lézi již zmíněné posterolaterální části putamen, která je možnou příčinou asymetrie chůze u pacientů po CMP. Tato struktura patří k celku BG, které jsou spojené s percepcí rytmických zvukových úderů. BG tvoří neuroanatomické propojení mezi zpracováním rytmu v mozku a odchylkami časových parametrů chůze. Jinými slovy poškození zpracování rytmu po iktu, které souvisí s poškozením buď samotných BG,

nebo struktur s nimi spojených, může inhibovat časovost pravidelných pohybových vzorů (Alexander et al., 2009; Grahn & Brett, 2007).

Možnosti klinického vyšetření.

Klinické vyšetření chůze, též analýza chůze, je jedním z nejčastěji prováděných úkonů v rámci kineziologického rozboru pacienta. Možnosti zhodnocení záleží na vybavenosti zařízení, zkušenostech terapeuta, ale i na hodnocených parametrech. Podle měřených parametrů v laboratorních podmínkách lze analýzu chůze rozdělit na kinetickou, kinematickou, analýzu využívající akcelerometry atd. Níže budou také popsány speciální funkční testy zaměřené na různé aspekty chůze, které lze využít u hemiparetických pacientů.

Aspekce.

Nejběžnější formou analýzy chůze je její prostá aspekce. Pro kvalitnější zhodnocení je nutné, aby prostor, ve kterém je osoba vyšetřována, byl velký nejméně na 10 kroků. Pacient je poté vyzván k provedení své běžné komfortní chůze. Terapeut zjišťuje, zda je pacient schopen chodit samostatně, nebo je pro uskutečnění chůze nutné použití kompenzační pomůcky v podobě francouzské berle, chodítka aj. Pro úplnost vyšetření je nezbytné provést chůzi jak s obuví, tak bez a také v náročnějších podmínkách, např. chůzi v terénu, ze schodů, do schodů či provést speciální testy chůze pro diferenciální diagnostiku. Takovými testy jsou myšleny chůze po špičkách pro vyšetření funkce nervus tibialis, případně kořenové léze S1, chůze se zavřenými očima pro odlišení mozečkové léze od polyneuropatie na dolních končetinách a mnoho dalších (Neumannová et al., 2015; Opavský, 2003).

Při samotné aspekci chůze terapeut hodnotí časoprostorové parametry chůze, do kterých patří rytmus, délka kroku, šířka kroku nebo úhly chodidel. Posuzuje délku oporné a švihové fáze kroku. V rámci oporné fáze hodnotí například funkčnost klenby nožní. U švihové i oporné fáze hodnotí postavení kloubů vůči sobě navzájem a jejich rozsah pohybu. Velmi důležitá je koordinace pohybů trupu, souhyb horních končetin, ale taktéž i hlasitost chůze (Neumannová et al., 2015).

U pacientů po CMP terapeut aspekčně hodnotí míru již zmíněných typických charakteristik hemiparetické chůze, tj. delší švihová a naopak kratší oporná fáze kroku paretické dolní končetiny, snížená schopnost propulze díky spasticitě vzniklému inverznímu postavení nohy a flekčnímu postavení prstců. Dále pak zvýšené exkurze paretickou dolní končetinou ve smyslu cirkumdukce spojené s již zmíněným pelvic tiltem. V neposlední řadě pak souhyb horního trupu, potažmo horní končetiny vůči končetině dolní.

Všechny tyto parametry a jejich progresi či regresi hodnotí jak v běžné chůzi, tak v jejích modifikacích, tzn. chůzi s aleterací rychlosti, s přídatnými pohyby hlavy, chůzí vzad atd., které jsou součástí např. Functionall Gait Assessment viz níže. Stejně tak hodnotí terapeut tyto parametry při přidáním kognitivním úkolu (Someshwar, Kunde a Ganvir, 2017; (Wrisley & Kumar, 2010),

Kinematická analýza.

Kinematická analýza zkoumá veličiny chůze jako je rychlost, dráha, úhel segmentů či jejich úhlové zrychlení. Měření těchto veličin probíhá nejčastěji pomocí senzorů, které jsou připevněny na vyšetřovaného a v přístroji se při chůzi zobrazují jakožto pohybující se body v souřadnicových soustavách. Podle způsobu měření můžeme navíc rozlišovat dva typy senzorů: první jsou aktivní senzory či značky, které vysílají signál, jež je zaznamenán speciálními zařízeními, a dále pasivní značky, u kterých využíváme namísto signálu jejich kontrast oproti pozadí. Výstupem měření jsou hodnoty parametrů, které vzejdou na základě změn polohy bodů v souřadnicových soustavách (Janura & Zahálka, 2004).

Klasickým příkladem měření kinematické analýzy byly v minulosti záznamy z videokamer. Tyto videozáznamy jsou v dnešní době již pomalu nahrazovány tzv. optometrickými systémy, které na rozdíl od svých předchůdců mají automatické zhodnocení polohy kontrastních značek v prostoru s mnohem větší přesností. Přešlé prostorové hodnocení značek ze záznamů videokamer bylo buď uskutečňované manuálně, nebo poloautomaticky. Naopak nevýhodou optometrických systémů je jejich omezené využití v terénu (Svoboda & Janura, 2010).

Mezi optometrické systémy řadíme kupříkladu systém Vicon MX, který má modely analýzy chůze zaměřené na spodní polovinu těla čili pánev a dolní končetiny, ale také modely celotělové analýzy. V rámci modelů jsou stanoveny jak vstupní parametry, jako jsou kontrastní značky či antropometrické charakteristiky, tak parametry výstupní, tj. úhly v kloubech, časoprostorové údaje atd. Z antropometrických parametrů můžeme uvést hmotnost, tělesnou výšku, délky dolních končetin, vzdálenost středu ramenního kloubu a acromionu, a další (Svoboda & Janura, 2010).

Některé z těchto bodů slouží jako specifické lokalizace reflexních značek, jiné značky jsou umístěny na anatomické body orientačně. Tyto nesespecificky uložené body slouží pro zachycení rotace segmentů. Jakmile jsou reflexní značky připevněny na tělo, systém provede kalibraci a následně vyšetřující osoba může vidět jednotlivé značky reprezentované v podobě bodů na obrazovce, které se v souřadnicové soustavě pohybují v reálném čase. Standardním

výstupem kinematické analýzy je graf kinematických parametrů vztaženým k času. Nejčastěji hodnocené jsou pohyby dolních končetin a pánve, například flexe a extenze kyčelního kloubu. V rámci měření je zde možnost zařazení silových plošin (Svoboda & Janura, 2010).

Na obdobném principu snímání anatomicky specifických značek a hodnocení kinematických parametrů chůze funguje kromě systému Vicon MX také systém BioKin (Ekanayake, Morris, Forrester, & Pathirana, 2015).

Kinetická analýza.

Kinetická analýza měří primárně silové parametry pohybové činnosti. Měří se zde například tlaková síla chodidla či zevní síly reprezentované reakční silou podložky, na kterou chodidlo vyšetřovaného působí. Sílu přitom kinetická analýza pokládá za příčinu zatížení a případného zranění pohybového aparátu při chůzi (Neumannová et al., 2015).

Pro vyšetření kinetiky chůze se v praxi nejvíce osvědčila pedobarografie, jež měří dynamickou distribuci tlaku chodidla, která je uváděna v absolutních hodnotách, obvykle jednotka N/cm². Distribuce tlaku může být měřena pro specifickou oblast jedné plošky, ale mohou být měřeny a porovnávány i obě chodidla naráz. Navíc jsou pedobarografické systémy schopny změřit samostatně sílu, kterou ploška působí na podložku, kontaktní plochu a čas kontaktu chodidla. Ze zmíněných parametrů lze dále například vypočítat dráhu a rychlost centra tlaku (angl. center of pressure) či tlakově-časové parametry kroku (Kirtley, 2006).

Obecně máme dva různé typy pedobarografických měřících zařízení. První z nich jsou plošinové systémy, které obsahují velké množství senzorů a dokáží tak zobrazit detailní záznam vyšetřované plošky. Měření by mělo probíhat vždy bez obuvi, takže zde odpadá rušivé zevní působení stélek apod. Nevýhodou plošin je však jejich poměrně malá měřící plocha, kdy ve většině případů je vyšetřovaný jedinec donucen udělat jeden, maximálně dva kroky. Oproti tomu druhý měřící systém, stélky, jsou na dlouhodobější měření zatížení chodidla, mohou se nosit do vnitřních i venkovních prostor, různých terénů a provádět s nimi specifické denní činnosti (Kirtney, 2006).

Každý krok v rámci krokového cyklu je zanalyzován a data jsou uchována v paměťovém modulu, který je dnes již součástí stélky. Díky možnosti celodenního nošení přístroje lze přesněji zachytit místa na plošce s vyšší náchylností ke vzniku patologie. Tato přesnost, která je založena na kvantitě, je však vykoupena menším rozlišením tlakových senzorů (Abdul Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012).

Výstup pedobarografického vyšetření je systémem vyobrazen jako ploška rozdělená na jednotlivé regiony podle hodnoty maximálního tlaku v závislosti na počtu senzorů. Měřená je vždy oporná fáze krokového cyklu počínající kontaktem paty a končící odrazem palce vyšetřované dolní končetiny. Dalším možným výstupem, který se používá již méně, je záznam tlakově-časový, kdy vyobrazené hodnoty na plošce představují trvání expozice tlaku. Hodnoty jsou získány na základě tlaku, který je násoben časem zátěže v konkrétní oblasti chodidla (Crawford, Inkster, Kleijnen, & Fahey, 2007).

Analýza chůze využívající akcelerometry.

Akcelerometry jsou přístroje se senzory měřící zrychlení tělesa dle druhého Newtonova zákona. Ten říká, že síla působící na těleso předává tělesu energii, kdy se těleso začíná pohybovat s určitým zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa. Princip akcelerometrů je založen na mechanickém snímacím prvku, který obsahuje testovací hmotu připevněnou k závěsnému systému vzhledem ke vztažné soustavě. Testovací hmota je vlivem setrvační síly nebo gravitace vychýlena a přístroj tuto fyzikální změnu přemění na elektrický signál, který následně vyhodnotí (Tao, Liu, Zheng, & Feng, 2012).

V poslední době se akcelerometry při analýze chůze využívají čím dál častěji, vzhledem k jejich poměrně nízké pořizovací ceně a krátké době mezi samotným měřením, zpracováním a následným vyhodnocením dat (Culhane, O'Connor, Lyons, & Lyons, 2005).

Šestimínutový test chůzí.

Na provedení šestimínutového testu chůzí, zkráceně 6MWT, vyšetřující osoba potřebuje volnou plochu o vzdálenosti třicet metrů, stopky, kužel na jedné a druhé straně dráhy, okolo kterých se vyšetřovaná osoba otáčí a případně židli pro vyšetřovaného, aby se kdykoliv mohl posadit. Test probíhá v časovém horizontu šesti minut a za tento čas se pacient snaží ujít co největší možnou vzdálenost. Adekvátní rychlost chůze si volí pacient s tím, že na konci testu může být hodnocena dušnost a míra tělesné námahy pomocí Borgovy či analogové škály (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories, 2002).

Kromě ujití vzdálenosti, dušnosti a intenzity zátěže lze tímto testem také měřit kardiopulmonální funkce. Ty měříme pomocí oxymetru, který dostane pacient před započítím samotného testu a z něj po časových úsecích během testu vyšetřující zapisuje aktuální hodnoty tepové frekvence a saturace kyslíku. Primární indikací pro tento test byli pacienti s onemocněním srdce a plic, avšak i díky menší specifitě samotného testu, kdy hodnotí

celkovou funkční kapacitu vyšetřované osoby, ho lze využít i u ostatních diagnóz jako objektivizaci úspěšnosti terapie (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories, 2002).

6MWT autoři shledávají jako spolehlivý test. Jeho reliabilitu v rámci test-retest zkoumali v akutním stadiu po CMP Fulk a Echternach (2008). Hodnota ICC test-retest reliability pro 6MWT v této studii odpovídala 0,862.

Inter a intra-reliabilitu zmíněného klinického testu zkoumali Kosak a Smith (2005), kdy výsledná hodnota ICC byla 0,74 u intra a 0,78 u inter-reliability.

Ze systematického review Dunn et al. (2015) vyplynulo, že pacienti v chronickém stadiu po CMP ujdou průměrně v rámci 6MWT 284 ± 107 m.

Kubo et al. (2020) na základě vyšetření Functional Ambulatory Category (FAC) stanovili mezní hodnotu nezávislé chůze u 6MWT, která se u sub-akutních pacientů po CMP pohybovala kolem vzdálenosti 304 m.

Hodnotu minimální klinicky významné změny u akutních a sub-akutních hemiparetických pacientů definovali Fulk a He (2018). Definovaná hodnota je zde vztažena jednak k průměrné dosažené rychlosti a pak také ke dvěma hodnotícím škálám, konkrétně Modifikované Rankinovy škály (mRS) a Stroke Impact Scale (SIS). Pro pacienty dosahující rychlosti nižší než 0,4 m/s je minimální hodnota stanovena na 44 m dle mRS, u hodnocení dle SIS je to poté 34 m. Pro pacienty s rychlejší chůzí je u mRS minimální hodnota 71 m, u SIS autoři uvádí hodnotu 130 m.

Desetimetrový test chůze.

Desetimetrový test chůze je zaměřený na zhodnocení rychlosti chůze na krátkou vzdálenost. Při tomto testu je nutné vyznačit čarou start a cíl, kdy vzdálenost mezi těmito dvěma čarami je deset metrů. Dále jsou zde důležité linie označující hranici dvou a osmi metrů. Úsek mezi druhým a osmým metrem je právě tou částí dráhy, kdy vyšetřující měří čas vyšetřovanému pacientovi. Lze se i setkat s variantou, kde jsou od sebe linie startu a cíle vzdáleny 14 metrů, přičemž měřený úsek se zde nachází mezi druhým a desátým metrem. Pacient je měřen jednak ve své běžné rychlosti chůze a následně při své nejvyšší bezpečné rychlosti, které je schopen dosáhnout. Obě dvě rychlosti chůze je nutno změřit minimálně dvakrát, aby se minimalizovala případná chyba měření. Výsledkem testu je tedy průměr naměřených časových údajů a z nich odvozená rychlost chůze (Moore et al., 2018).

10MWT je mnoha autory objektivně označován za velmi spolehlivý. Collen, Wade a Bradshaw (1990) zjišťovali test-retest reliabilitu a z výsledků jejich studie vyplývá ICC 0,95

až 0,99. Kromě zmíněného test-retest autoři měřili intra-rater reliabilitu s konečným výsledkem ICC 0,87 až 0,88.

Inter-rater reliabilitu 10MWT měřili Wolf, Catlin, Gage, Guruchari, Robertson a Stephen (1999). Ve své studii došli k výsledku ICC 0,998.

Normativní hodnotu rychlosti chůze u pacientů v chronickém stadiu CMP naměřili Severinsen, Jakobsen, Overgaard a Andersen (2011), kdy probandi dosahovali průměrné rychlosti $0,84 \pm 0,3$ m/s.

Hodnota minimální klinicky významné změny desetimetrového testu u pacientů v akutní fázi po CMP se v tomto případě udává 0,16 m/s (Tilson et al., 2010).

Timed Up and Go.

Timed Up and Go test, zkráceně TUG, byl dříve známý též pod názvem „Get-Up and Go“ test. Používá se pro hodnocení rovnováhy, rychlosti chůze, funkční kapacity a mobility. Pacient na začátku testu sedí na klasické židli s područkami, přičemž je opřen zády o opěrku. Před sebou, pokud je potřeba, má kompenzační chodeckou pomůcku. Cílem pacienta je se zvednout ze židle, dojít ke značce vzdálené cca tři metry od židle, otočit se, dojít zpět k židli a posadit se v co nejkratším čase. Podle času se dále může hodnotit i pravděpodobnost pádů (Podsiadlo & Richardson, 1991).

Kromě výše zmíněného standardu testu se v praxi často využívá dual-task, kdy vyšetřovaná osoba musí svou pozornost rozdělit na samotné provedení testu a druhotný úkol. Přidáním úkolu se zvýrazní i předtím méně postřehnutelné odchylky postury, chůze či rovnováhy (Lord, Menz, & Tiedemann, 2003; Pasher, 1994).

Příkladem využití dual-task v TUG je studie Someshwar et al. (2017), kdy při jedné z variant testu museli při měření vyšetřovaní odpovídat na různé dotazy, a při jiné zase psát na kalkulačce čísla jedna až devět.

V poslední době se v literatuře začíná objevovat tzv. instrumentální TUG, kdy se detailněji snímá postura a její dynamická změna u vyšetřovaného jedince, např. pomocí inerciálních senzorů, v jednotlivých sub-fázích testu (Vervoort, Vuillerme, Kosse, Hortobágyi, & Lamoth, 2016; Williams & Nyman, 2021).

Functional Gait Assessment.

Functional Gait Assessment je test hodnotící posturální stabilitu a zároveň schopnost pacienta provádět různé motorické úkony při chůzi. Celkem zde máme deset položek, a to chůzi normální rychlostí, se zpomalením, zrychlením, otočením hlavy v horizontální a vertikální ose, tandemovou chůzi, chůzi pozpátku, s překážkami, se zavřenými očima a též

chůzi ze schodů a do schodů. Každá položka je ohodnocena pomocí čtyřstupňové škály, čísla nula až tři, kdy nejvyšší číslo odpovídá nejlepšímu výsledku. Maximum bodů, které lze získat je 30, přičemž norma se zde mění na základě věku pacienta (Wrisley & Kumar, 2010).

Biofeedback

Obecný popis.

Biofeedbacku byla věnována značná pozornost již v minulém století. Olton a Noonberg (1980) ho definovali jako informaci o stavu biologických procesů, která pomocí určité techniky měla zvyšovat schopnost člověka vědomě kontrolovat fyziologické procesy tím, že o těchto procesech dostával dotyčný informace v reálném čase.

Princip biologické zpětné vazby je založen na vnímání informace převedené z konkrétního fyziologického procesu na jednoduchý výstupní signál, jako je například srdeční frekvence. Na základě uvědomění si této informace pak pacient, který nemá nevratnou patologickou změnu měřeného orgánu, si může snímaný orgán či proces naučit vědomě ovládat (Hume, 1976).

Tradičně je výstup biofeedbacku prezentován vizuální, zvukovou či taktilní formou. Čím dál více se však v praxi začíná využívat virtuální realita, kdy výstupní informace z měřeného systému představuje grafická či audiovizuální animace, která má imitovat reálnou činnost pacienta (Riener, Colombo, & Lunenburger, 2006).

Typy biofeedbacku.

Biofeedback lze rozdělit do dvou větších kategorií, a to na fyziologický a biomechanický. Fyziologický biofeedback měří převážně signály z neuromuskulárního, respiračního a kardiovaskulárního systému, zatímco biomechanický zahrnuje měření pohybu, postury a síly (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013).

U neuromuskulárního biofeedbacku se jako nejčastější metoda měření a zároveň zpětné vazby využívá EMG, nebo například snímání aktivity tkání v reálném čase pomocí ultrazvuku (Basmajian, 1979; Hides, Richardson, & Jull, 1998).

Biomechanický biofeedback využívá pro měření a zároveň zpětnou vazbu v terapii mnoha zařízení od inerciálních senzorů, silových plošin, elektrogoniometrů, tlakových jednotek až po kamerové snímací systémy. Výhodou oproti fyziologickému biofeedbacku je, že jedno zařízení může vygenerovat zpětnou vazbu více měřených parametrů (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013).

Inerciální senzory vytváří zpětnovazebné podněty skrze akcelerometry, měřící akceleraci pohybu a gravitační akceleraci, a dále pak skrze gyroskopy, které měří úhlovou rychlost. Obě zmíněné části na základě měřených parametrů odhadují kinematiku pohybového segmentu, tzn. rychlost, orientaci a gravitační sílu na něj působící. Tento odhad je poté prezentován pacientovi ve formě zvukového signálu, vizuální či taktilní informace. Díky své přenositelnosti se inerciální senzory prokázaly jako užitečné při pohybových či rovnovážných intervencích vyžadující zpětnou vazbu (Schepers, 2009).

Silové plošiny zaznamenávají reakční sílu podložky i těla na ni působícího. Mohou být tak nápomocné například při terapii rovnováhy nebo chůze. Elektrogoniometry naproti tomu umožňují měřit kinematické parametry během provádění funkčních zkoušek či měření běžných denních aktivit (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013).

Tlakové jednotky jsou nástrojem využívaným pro trénink uvědomění aktivity určité svalové skupiny. Jednotka sestává z nafukovacího polštářku připojeného k tlakovému měřidlu, které podává zpětnou vazbu o tlaku na polštářek vyvinutého pomocí volní kontrakce trénovaného svalu (Cairns, Harrison, & Wright, 2000).

Poslední biomechanickou formou biofeedbacku jsou kamerové systémy, které vyšetřujícímu poskytují kvalitativní informace ve formě 3D analýzy pohybu. Jsou zde využity značky umístěné na povrchu těla vyšetřovaného, kdy se vizuální zpětná vazba vytváří na základě pohybu těchto vyznačených bodů (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013).

Biofeedback a rehabilitace chůze.

Vzhledem k neustálé modernizaci a nacházení nových způsobů rehabilitace chůze se biofeedback postupně dostává mezi klasické postupy v klinické praxi. Spencer, Wolf a Kesar (2021) například označují využití zpětné vazby v terapii chůze u pacientů po CMP za velmi žádoucí pro možnost pacienta kontrolovat a opravovat odchylky v reálném čase.

V systematickém review Stanton, Ada, Dean a Preston (2011) zjistili, že oproti konvenční terapii je terapie s využitím biofeedbacku u hemiparetických pacientů mnohem efektivnější v rámci stoje, zvedání se ze sedu, nebo právě chůze. Navíc dosažené zlepšení měřených parametrů zůstávalo konzistentní po řadu následujících měsíců po ukončení intervence.

Nejčastější formou výstupu zpětné vazby bývá vizuální podnět, následovaný podnětem zvukovým či kombinací obou dvou zmíněných a jako nejméně používaný označují Chamorro-Moriana, Moreno a Sevillano (2018) podnět kinestetický.

Porovnání efektivity mezi vizuálním, zvukovým a kombinovaným výstupem se ve své studii zabývali Liu, Kim, Wolf a Kesar (2020). Jako vstup pro měření sloužil rozdělený běžecký pás s tlakovými senzory a jako výstupní parametr autoři zvolili propulzi, respektive reakční sílu podložky při odrazu paretické stojné dolní končetiny. Vizuálním podnětem zde byla průběžně se měnící křivka grafu, kdy měl vyšetřovaný dosáhnout optimálního rozmezí síly nutné k symetrické propulzi. Zvukový podnět pak bylo jednoduché pípnutí pokaždé, když se dotyčný pohyboval ve zmíněném optimálním rozmezí propulze. Třetí terapie byla kombinací vizuální a zvukové informace. Výsledky studie ukázaly, že žádná z forem zpětné vazby není efektivnější než formy ostatní, co se týče symetrizace propulzní síly.

Výše zmíněný běžecký pás, ať už rozdělený či celistvý s tlakovými senzory a vizuálním biofeedbackem, je napříč autory běžným standardem pro měření a zároveň terapii symetrie chůze a progresu celkového výkonu. Kaźmierczak, Wareńczak-Pawlicka, Miedzyblocki a Lisiński (2022) pro svoji práci, ve které se zaměřovali na parametry délky kroku, rychlosti chůze, velikosti zatížení nohou a ujité vzdálenosti, využili například pás Biodex Gait Trainer 3. Zpětnou vazbou pro pacienty byly kontury jejich stop s optimální délkou kroku a prostorovým uložením chodidel vypočítaných z předešlého vyšetřování spolu se zvukovými signály. Výsledkem studie bylo výrazné zlepšení všech měřených parametrů, a to i v porovnání s kontrolní skupinou bez biofeedbacku.

Skvortson, Kaurkin a Ivanova (2021) využili kombinaci bežeckého pásu s virtuální realitou a inerciálních senzorů, které snímaly časové parametry chůze, v tomto případě trvání stojné fáze. Vizuální zpětná vazba byla vyobrazena ve formě sloupců, kdy výška sloupce představovala délku trvání stojné fáze kroku. Kromě sloupců se zpětná vazba odrážela i ve virtuální realitě, zde imaginární cestě, po které měl vyšetřovaný jít. Při zvýšené asymetrii stojné fáze, se chůze na monitoru začala postupně zpomalovat a naopak, při přibližování se k symetrickým hodnotám se virtuální chůze zrychlovala. Studie se zabývala jedinci v brzkém stadiu po iktu. Výsledky této studie nepotvrdili efektivitu zpětné vazby na zlepšení parametru délky trvání stojné fáze kroku, a tudíž její symetrizaci.

Běžecké pásy mají navzdory výsledku předešlé studie pozitivní vliv na symetrii a výkon chůze. Není je však možné použít mimo ambulance či nemocniční prostory. Z tohoto důvodu a dále z potřeby monitorovat pacientovu chůzi i v jeho běžném prostředí se začínají vyvíjet alternativy korekce asymetrie chůze v podobě ponožek a vložek s tlakovými senzory. Tyto ponožky se zabudovanou zpětnou vazbou ve své studii testovali například Jung, Choi a Lee (2020), kteří se zaměřovali na symetrii zatížení plosky. K ponožkám patřilo ještě bluetooth zařízení lokalizované kolem kotníku, které přenášelo vizuální zpětnou vazbu do

mobilitu pacienta o tlakovém zatížení chodidla. Informace o tlaku byly zobrazeny jako barevná pole v oblasti paty a předonoží, přičemž se zvyšujícím se zatížením se měnila barva od modré přes žlutou po červenou. Z výsledků studie vyplynul pozitivní vliv nošení ponožek v rámci prodloužení času stojné fáze na paretické dolní končetině a dále pak zatížení v oblasti palce při konečné stojné fázi. Rychlost chůze a kadence se zde naopak snížila.

Vložky s tlakovými senzory již nepodávají nositeli vizuální zpětnou vazbu, jako tomu bylo v předešlých případech, ale vazbu vibrotaktilní, případně zvukovou. Využitím vložek v terapii chůze se zabývaly studie Afzal, Oh, Lee, Park a Yoon (2015), nebo také Khoo et al. (2017). Obě studie používaly podobný systém, který se skládal z vložek vybavených silovými rezistory na specifických bodech plosky, mikrozařízení připevněného v oblasti pasu pro řízení vstupních a výstupních podnětů a zároveň přenosu dat do paměti počítače, a vibračních jednotek, uložených na paretické dolní končetině buď v oblasti stehna, nebo lehce pod kolenním kloubem. Na základě naměřených hodnot celkové symetrie chůze, délky trvání stojné a švihové fáze se zvolil způsob stimulace. Pro stimulaci stojné fáze na paretické končetině byl vybaven konstatní vibrační signál od počátku kontaktu paty po odraz palce. Trvání podnětu bylo dáno délkou stojné fáze na zdravé končetině. Stejným způsobem byla stimulována švihová fáze. Pro stimulaci celkové symetrie byla zvolena intenzitní varianta. Vibrotaktilní podnět byl v tomto případě spuštěný po celou dobu chůze, přičemž se v průběhu měnila pouze jeho intenzita na základě výpočtu indexu symetrie z předešlého krokového cyklu. Čím symetričtější byl tedy cyklus následující, tím byla stimulace nižší intenzitou. Výsledky studie uvádí zvýšení symetrizace časových parametrů chůze, kdy stimulace pouze v době oporné fáze je dle autorů efektivnější než varianta konstantní stimulace s průběžnou změnou intenzity podnětu.

Systém Zebris Rehawalk®

Zebris FDM-T Rehawalk® je diagnostický a terapeutický systém sestávající z běžeckého pásu s tlakovými senzory, kamerových systémů a výstupního zařízení zpětné vazby v podobě obrazovky před pásem. Případně může být systém doplněn o nepohyblivý chodník s tlakovými senzory, který je pouze pro diagnostické účely. Ze vstupních zařízení lze změřit časoprostorové parametry chůze, například procentuální zastoupení délky stojné a švihové fáze kroku, délku kroku, rotace chodidel, délky kontaktu jednotlivých částí nohy a další. Skrze tlakové senzory lze změřit distribuci tlaku plosky ve stoji i v chůzi či hodnoty reakčních sil podložky (Zebris FDM, 2015).

V rámci měření reakčních sil můžeme zmínit tzv. „butterfly diagram“, který znázorňuje pohyb působíště vektoru reakční síly podložky. Kalron a Frid (2015) tento parametr využili ve své studii jako jeden z hlavních ukazatelů ataxie u pacientů s roztroušenou sklerózou.

Kamerové systémy umožňují terapeutovi skrze záznam i zpětně diagnostikovat odchylky chůze, dále mohou sloužit pro měření dynamických úhlů mezi tělními segmenty při vyznačení specifických bodů pacienta na obrazovce (například zevní kotník, kolenní kloub atd.). Významnou roli však kamerový záznam má pro pacienta přes vizuální zpětnou vazbu v reálném čase (Zebris FDM, 2015).

Využití.

Zebris Rehawalk® lze využít jako primární diagnostický zdroj informací při měření odchylek chůze u neurologických pacientů i jako podpůrný nástroj při kvantifikaci některých funkčních testů, například *lower-extremity motor coordination test* (Handelzalts et al., 2021; Kalron, Dvir, Frid, & Achiron, 2013).

Terapii na pásu můžeme zaměřit na nácvik rovnováhy, kdy využíváme buď vizuální zpětnou vazbu zatížení plosek, nebo náročnější aktivity ve formě interaktivních her pracujících se změnami těžiště. Dynamické funkce, tzn. chůzi, můžeme ovlivňovat zpětnou vazbou skrze objevující se kontury chodidel nastavené z předešlého vyšetření na ideální symetrii chůze u konkrétního pacienta. Je zde také možnost tréninku chůze ve virtuálním prostředí s překážkami (Kržišnik, Horvat Rauter, & Bizovičar, 2021; Zebris FDM, 2015).

Kromě neurologických diagnóz, zejména roztroušené sklerózy, stavech po iktu a dětské mozkové obrně, se systém využívá například při diagnostice plochonoží, rizikivosti pádů u starších osob či jako kontrola účinku ortopedické obuvi (Stawińska, Kołodziejski, Wyszomirska, Baran, & Wit, 2021; Bedla, Pięta, Kaczmariski, & Deniziak, 2022; Gimunová, Sebera, Kasović, Svobodová, & Vespalec, 2022; Bibrowicz, Szurmik, Michnik, Wodarski, Myśliwiec, & Mitas, 2018).

Cíle práce

Cílem této diplomové práce je zhodnocení efektu rehabilitace s biofeedbackem na chůzovém trenážeru Zebris Rehawalk® na parametry symetrie chůze, její rychlost a vytrvalostní složku, objektivizované pomocí klinických testů u hemiparetických pacientů.

Hypotézy výzkumu

H_{A1}: Intervence s vizuální zpětnou vazbou na přístroji Zebris Rehawalk® zvýší hodnotu symetrie chůze u hemiparetických pacientů.

H_{A2}: Ve výzkumné skupině se hodnota symetrie chůze zvýší více než u skupiny kontrolní.

H_{A3}: Zlepšení parametrů symetrie chůze pozitivně ovlivní výsledek 6MWT u hemiparetických pacientů.

H_{A4}: Skupina s přidanou intervencí v podobě systému Zebris Rehawalk® ujde delší vzdálenost v rámci 6MWT než skupina bez této intervence.

H_{A5}: Existuje statisticky významná korelace mezi symetrií chůze a její rychlostí při testování 10MWT u hemiparetických pacientů.

H_{A6}: Výzkumná skupina bude mít významnější zlepšení výsledku 10MWT než kontrolní skupina.

Metodika

Testování i terapeutická intervence studie byla uskutečněna v prostorech Rehabilitačního ústavu Hrabyně od listopadu 2022 do ledna 2024. Před samotným započítáním studie byla podána žádost Etické komisi Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého ke schválení. Komise této žádosti následně vyhověla (Příloha 1).

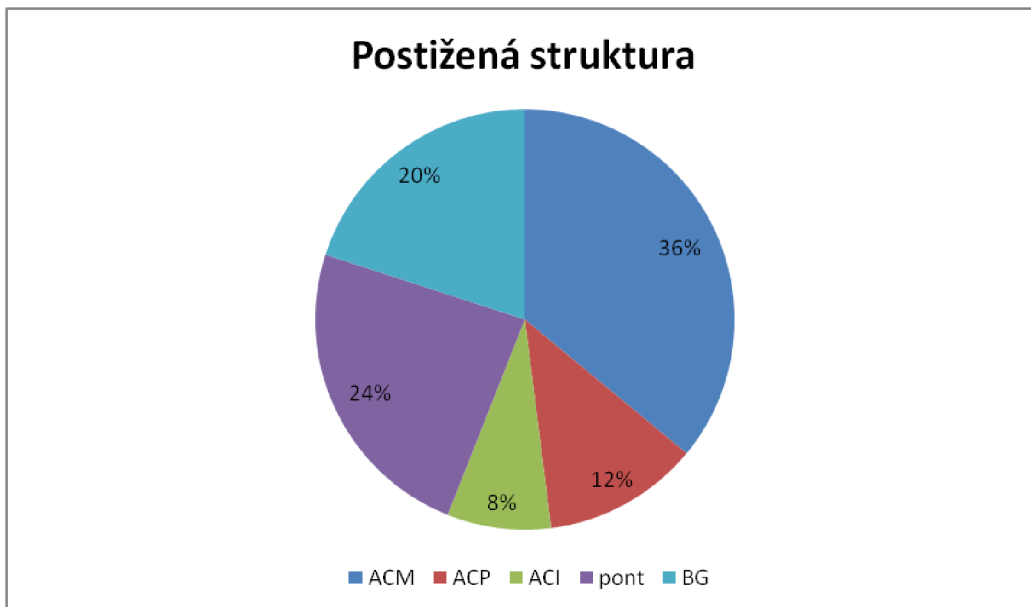
Pacienti byli předem seznámeni s metodikou studie. Měli kdykoliv možnost v průběhu testování či terapeutické intervence ze studie odstoupit. Před vstupním měřením podepisovali informovaný souhlas se svým zařazením do studie a následným anonymním zpracováním naměřených dat (Příloha 2).

Charakteristika výzkumného souboru

Do studie bylo zařazeno 25 probandů rozdělených do dvou skupin. Výzkumnou skupinu tvořilo 20 probandů, kontrolní skupinu poté tvořilo zbývajících pět. Výzkumu se zúčastnilo 22 mužů (88 %) a tři ženy (12 %) s věkovým průměrem 67 let.

Výzkumná skupina měla indikovanou terapii s vizuální zpětnou vazbou na přístroji Zebris FDM-T Rehawalk® a druhá, kontrolní skupina měla pouze klasickou ambulanti terapii pod dozorem fyzioterapeuta. Rozdělení skupin byla provedena před vstupním vyšetřením indikací lékaře. Obě skupiny kromě zmíněných terapií podstupovaly ostatní rehabilitační procedury dle standardního programu Rehabilitačního ústavu Hrabyně.

Jednalo se o pacienty s diagnózou CMP s klinickým projevem v podobě hemiparetické chůze. V počtu 13 (52 %) byla v souboru zastoupena levostranná hemiparéza oproti 12 (48 %) probandům s hemiparézou na pravé straně. Lokalizace postižení byla nejčastěji v povodí ACM, kdy toto postižení mělo celkově devět (36 %) probandů, dále se hemiparéza projevila při postižení v oblasti pontu u šesti (24 %), v povodí BG u pěti (20 %), ACP v počtu tři (12 %) a v povodí arteria carotis interna (ACI) u dvou (8 %) výzkumných subjektů, viz Obrázek 1. Příčina hemiparézy byla u 23 (92 %) subjektů ischemického původu a pouze u dvou (8 %) původu hemoragického.



Obrázek 1. Lokalizace postižení mozku napříč souborem. ACM = a. cerebri media, ACP = a. cerebri posterior, ACI = a. carotis interna, BG = bazální ganglia, pont = Varolův most.

Hlavním inkluzním kritériem výběru byla doba od poškození mozku, a to maximálně do šesti měsíců. Stav pacienta dle Brunnstrom odpovídal stupni minimálně III až IV. Důležitou podmínkou splnění kritérií pro zařazení do studie byla samostatná chůze. Mezi exkluzivní kritéria byly zařazeny kognitivní deficit zabraňující pochopení principu terapie, další přidružené neurologické diagnózy, jiná závažná onemocnění a akutní traumata v oblasti končetin.

Vyšetření časoprostorových parametrů pomocí systému Zebris

Rehawalk®

Časoprostorové parametry byly změřeny před a po terapeutické intervenci v systému Zebris FDM-T Rehawalk®, konkrétně na statickém chodníku s tlakovými senzory o délce 10 metrů. U měření byli přítomni vždy dva fyzioterapeuti, kdy první z nich obsluhoval chodníky a druhý byl při měření neustále u pacienta. Před započítáním testování byl chodník kalibrován a pacient byl instruován, aby na jeho plochu vycházel již v průběhu své běžné chůze, což pro pacienta znamenalo startovní pozici ve vzdálenosti alespoň dva kroky před chodníkem. Tu samou vzdálenost měl pacient dodržet i při sejítí z chodníku na druhém konci a následně se ve svém přirozeném tempu otočit a pokračovat v chůzi do vypršení vytyčeného časového limitu. Začátek a konec časoměry byl doprovázen zvukovým signálem z přístroje. Start měření představoval nejprve odpočítání od čísla tři k jedné s následným povelom „Start“ od terapeuta obsluhujícího Zebris Rehawalk®. Měření na diagnostickém chodníku trvalo jednu minutu.

Měření na Zebris Rehawalk® probíhalo bez obuvi pro snížení zkreslení asymetrie kroku. Probandům bylo při měření povoleno využít jejich běžnou pomůcku k chůzi, případně byla tato pomůcka na základě tíže postižení určena fyzioterapeutem. Z celkového počtu probandů využilo 12 (48 %) nízké chodítko, sedm (28 %) pacientů chodilo o jedné francouzské holi, tři (12 %) byli testováni s vysokým chodítkem, dva (8 %) s vycházkovou holí a pouze jeden (4 %) pacient zvládl testování bez jakékoliv pomůcky.

Funkční testování

Jako funkční test pro tuto studii byl zvolen 6 Minute Walk Test (6MWT) spolu s 10 Meter Walk Test (10MWT). Oba dva testy byly uskutečněny v prostorách rehabilitačního ústavu.

Při 6MWT byla připravena rovná cesta o délce 30 metrů, kdy byl reflexní páskou označen začátek i konec. Pacient měl za úkol jít konstantní rychlostí tak, aby vydržel po celou dobu měření testu čili šest minut, a zároveň ušel co největší vzdálenost. Za každou reflexní páskou se měl pacient otočit a pokračovat dále v chůzi ke druhé reflexní pásce. Start odpovídal odpočítání od čísla tři k jedné, kdy následoval povel „Start“. Po každé minutě byl pacient informován, kolik z časové dotace testu má již za sebou.

10MWT se odehrával na rovné cestě dlouhé 14 metrů. Reflexní páskou zde byla označena hranice nultého, druhého, dvanáctého a čtrnáctého metru. Pacient byl instruován o průběhu testu, ve kterém měl třikrát jít po cestě svou běžnou rychlostí a třikrát svoji nejvyšší možnou rychlostí, přičemž na konci každé rovinky se měl vždy zastavit za poslední reflexní páskou. V rámci každého pokusu terapeut měřil čas mezi druhým a dvanáctým metrem. Start probíhal stejným způsobem jako u výše zmíněného 6MWT.

U obou testů měli probandi na sobě svou běžnou obuv pro lepší simulaci podmínek při ADL. Využívali také při funkčním testování stejné pomůcky, kterou si zvolili, nebo jim byla přidělena při měření na diagnostickém chodníku Zebris Rehawalk®. Tuto pomůcku navíc měli jak při vstupním, tak výstupním vyšetření. Pro zajištění bezpečnosti pacienta chodil terapeut v průběhu testování vždy ve vzdálenosti kroku až dvou za pacientem.

Terapeutická intervence

Terapeutická část studie obsahovala pro kontrolní skupinu individuální ambulanti fyzioterapii pětikrát týdně po dobu 30 minut. Výzkumné skupině byla kromě ambulanti fyzioterapie přidána terapie na chodícím páse Zebris FDM-T Rehawalk® se současnou

vizuální zpětnou vazbou. Na páse probandi strávili 30 minut a terapie se opakovala v týdnu dvakrát až třikrát v závislosti na časové vytíženosti přístroje. Kromě uvedených terapií měli pacienti v programu ještě další standardní procedury nabízené pracovištěm. Mezi tyto procedury patřila například ergoterapie, fyzikální terapie, logopedie a další. Celková doba trvání intervence mezi vstupním a výstupním měřením byla stanovena na čtyři týdny.

Co se týče chůzové intervence, trénink chůze u kontrolní skupiny probíhal v doprovodu fyzioterapeuta, který v průběhu slovně, případně palpační korekcí upravoval nejvýraznější odchylky konkrétního pacienta tak, aby byla chůze co nejvíce symetrická a pro pacienta přirozená.

U intervence na chůzovém trenažeru Zebris Rehawalk® nejprve proběhla kalibrace systému bez kontaktu plošky pacienta. Následně byl terapeutem vydán pokyn pro vstup na pás, přičemž se pacient mohl držet zabudovaných bradel. Terapeut spustil pás na nejnižší možnou rychlost a postupně tuto rychlost zvedal až po hranici pacientovi komfortní chůze. Přístroj mezitím průběžně zaznamenával asymetrii chůzových parametrů, které poté terapeut při stanovené optimální rychlosti chůze manuálně upravil na základě subjektivního pocitu pacienta k symetrickým hodnotám. Samotné stanovení optimálních parametrů chůze a jejich modulace zabrala průměrně minutu.

Po nastavení parametrů již začala samotná terapie chůze s využitím vizuální zpětné vazby. Vizuelní zpětná vazba zde spočívala v přenesení symetricky upravených dat časoprostorových parametrů chůze na obrazovku monitoru v podobě dynamicky se střídajících kontur stop. Obrazovka byla v dosahu dvou metrů od pacienta ve výšce středu obrazovky cca 200 cm od země. Velikost obrazovky pak činila 160x100 cm.

Úkolem pacienta bylo se trefovat co největší plochou chodidla do kontur na obrazovce. Zpětnou vazbou pro něj byl signál z tlakových senzorů pásu, který se přeměnil na obraz plošky probanda zbarvený dle míry zatížení. Kontury přednastavených symetrických chodidel mohl pacient sledovat jak na monitoru obrazovky, tak před ním na páse.

Během prvotního nastavení parametrů i v následné části terapeutické intervence měli probandi možnost se oboustranně přidržovat bradel, která jsou součástí pásu. Intervence probíhala vždy v obuvi. Pro zajištění bezpečnosti stál terapeut vedle přístroje u tlačítka korigující rychlost a „stop“ tlačítka, případně za pacientem mimo pás.

Metody zpracování dat

Po vstupním i výstupním vyšetření byl v systému Zebris Rehawalk® vygenerován report všech dostupných parametrů chůze a stáhnut do formátu pdf. Data z reportu byla poté přepsána do Microsoft Office Excel spolu s daty z měření 6MWT a 10MWT.

Pro statistické zhodnocení byly vybrány parametry rotace chodidel, délka kroku a procentuální zastoupení švihové a oporné fáze kroku. Statisticky byly dále zhodnoceny chůzové testy. Hodnotily se vždy stejné parametry v rámci vstupního i výstupního měření. Porovnání proběhlo mezi měřeními konkrétního jedince i mezi skupinami navzájem.

Metody statistického zhodnocení

Data byla vyhodnocena programem Python, který provedl deskriptivní statistiku dat, dále pro testování normality byl využit Shapiro-Wilk test, Wilcoxonův test pro porovnání hodnot před a po intervenci v rámci jedné skupiny. Vyhodnocení rozdílů mezi skupinami se uskutečnilo pomocí Mann-Whitney U test. Pro výpočet korelace mezi měřenými daty posloužil Spearmanův korelační koeficient. Aby byl výsledek statisticky významný, musela p-hodnota dosahovat výsledku 0,05 a méně.

Výsledky

Výsledky práce vycházejí ze statistické analýzy dat. Pomocí statistických nástrojů je zde objektivizován cíl této práce, tj. zhodnotit vliv rehabilitace s využitím zpětné vazby na symetrii chůze a klinické ukazatele výkonu chůze u hemiparetických pacientů. Symetrie je zde hodnocena pomocí tzv. Symmetry ratio, jako klinické testy byly vybrány 10MWT a 6MWT. Výsledky jsou vztaženy k výzkumným hypotézám a na základě jejich vyvrácení či potvrzení je stanoven výsledný efekt terapie.

Obecná deskriptivní analýza

Pro následující složitějších statistické operace byla pro všechny parametry ze vstupního a výstupního vyšetření vypočítána deskriptivní analýza, obsahující základní statistické ukazatele v podobě mediánu, směrodatné odchylky, průměru, minima a maxima, viz Tabulka 1-3.

Tabulka 1

Deskriptivní statistika výzkumné skupiny – klinické testy

Parametr	Průměr	SD	Minimum	Medián	Maximum
10MWT běžná vstup (m/s)	0.677	0.253	0.27	0.655	1.08
10MWT běžná výstup (m/s)	0.806	0.255	0.45	0.775	1.30
10MWT MAX vstup (m/s)	0.947	0.349	0.32	0.965	1.62
10MWT MAX výstup (m/s)	1.078	0.362	0.53	1.065	1.79
6MWT vstup (m)	220.25	86.540	114	202.5	398
6MWT výstup (m)	286.55	89.009	170	271	457

Poznámka. 10MWT = 10 Meter Walk Test, 6MWT = 6 Minute Walk Test, SD = směrodatná odchylka, běžná = běžná rychlost chůze, MAX = maximální vyvinutá rychlost chůze

Tabulka 2

Deskriptivní statistika kontrolní skupina – klinické testy

Parametr	Průměr	SD	Minimum	Medián	Maximum
10MWT běžná vstup (m/s)	0.718	0.309	0.21	0.810	1.04
10MWT běžná výstup (m/s)	0.766	0.331	0.19	0.870	1.04
10MWT MAX vstup (m/s)	0.888	0.376	0.24	0.980	1.19
10MWT MAX výstup (m/s)	0.964	0.367	0.32	1.100	1.24
6MWT vstup (m)	230.2	104.239	70	283	315
6MWT výstup (m)	303.4	112.926	105	360	372

Tabulka 3

Deskriptivní statistika symetrie chůze

Výzkumná skupina					Kontrolní skupina			
Parametr	Průměr	SD	Minimum	Maximum	Průměr	SD	Minimum	Maximum
Symmetry ratio délka kroku vstup	1.0955	0.2132	0.813	1.524	1.1874	0.2400	0.927	1.500
Symmetry ratio délka kroku výstup	1.0654	0.1646	0.800	1.500	1.1636	0.2272	0.976	1.500
Symmetry ratio step time vstup	1.19045	0.2176	0.841	1.831	1.2804	0.3037	1.115	1.820
Symmetry ratio step time výstup	1.1193	0.1590	0.850	1.660	1.3118	0.3068	1.101	1.847
Symmetry ratio stance phase vstup	0.9440	0.0653	0.802	1.055	0.8950	0.0441	0.821	0.928
Symmetry ratio stance phase výstup	0.9431	0.0480	0.813	1.000	0.8878	0.0719	0.800	0.970
Symmetry ratio swing phase vstup	1.1636	0.2246	0.852	1.842	1.3452	0.3358	1.147	1.938
Symmetry ratio swing phase výstup	1.1526	0.2082	1.000	1.560	1.3832	0.4302	1.061	2.133

Poznámka. Symmetry ratio = parametr postižená strana/parametr zdravá strana

Výsledky k hypotéze č. 1

H_{A1}: Intervence s vizuální zpětnou vazbou na přístroji Zebris Rehawalk® zvýší hodnotu symetrie chůze u hemiparetických pacientů.

Výzkumná skupina v rámci léčebné intervence měla ve svém plánu kromě klasické rehabilitace přidanou chůzi na přístroji Zebris Rehawalk®, která probíhala dvakrát až třikrát týdně po dobu 30 minut. Součástí nácviku chůze byla i vizuální zpětná vazba, kdy pacient viděl své kroky a jejich odchylky od ideální symetrie na monitoru uloženém před ním ve výšce očí. Na základě této přístrojové korekce jsme postulovali hypotézu, že se symetrie u výzkumné skupiny zvýší.

Z výsledků rozdílu vstupních a výstupních parametrů symetrie chůze u výzkumné skupiny z Tabulky 4 vyplývá přiblížení hodnot ke stanovené ideální hodnotě symetrie, tj. 1. Statisticky významné je pouze zlepšení u parametru step time, kdy p-hodnota dosahuje 0,0072. Ostatní parametry nevykázaly statisticky významnou změnu.

Tabulka 4

Rozdíly parametrů symetrie chůze vstupního a výstupního vyšetření výzkumná skupina

Parametr	Průměr vstup	Průměr výstup	Průměrný rozdíl	p-value
délka kroku	1.0955	1.0654	-0.0301	0.3225
step time	1.19045	1.1193	-0.07115	0.0072
stance phase	0.9440	0.94305	-0.00095	0.9136
swing phase	1.1636	1.1526	-0.0110	0.7898

Výsledky k hypotéze č. 2

H_{A2}: Ve výzkumné skupině se hodnota symetrie chůze zvýší více než u skupiny kontrolní.

Základem hypotézy byl předpoklad přesnější korekce chůze pomocí biofeedbacku přístroje Zebris Rehawalk® a tudíž větší uvědomění pacienta o odchýlení se od ideální symetrie.

Formulovanou alternativní hypotézu můžeme v tomto případě označit za potvrzenou. Výzkumná skupina se v každém parametru symetrie chůze zlepšila více než skupina kontrolní. Parametry step time a swing phase se u kontrolní skupiny dokonce při výstupním

měření zhoršily. Co se týče statistické významnosti rozdílů mezi skupinami, jediným statisticky významným parametrem byl opět step time s p-hodnotou 0,0159. Výsledky jsou uvedeny v Tabulce 5 níže.

Tabulka 5

Porovnání průměrných rozdílů symetrie chůze mezi skupinami a jejich významnost

Parametr	Průměr vstup	Průměr výstup	Průměrný rozdíl	p-value
délka kroku	-0.0301	-0.0238	-0.0063	0.9188
step time	-0.07115	+0.0314	-0.10255	0.0159
stance phase	-0.00095	-0.0072	+0.00625	0.7597
swing phase	-0.0110	+0.0380	-0.0490	0.4544

Poznámka. Mínus zde znamená přiblížení k ideální symetrii, tj. k hodnotě 1 a naopak.

Výsledky k hypotéze č. 3

H_{A3} : Zlepšení parametrů symetrie chůze pozitivně ovlivní výsledek 6MWT u hemiparetických pacientů.

U této hypotézy jsme chtěli zjistit, zda existuje korelace mezi zlepšením symetrie chůze a zlepšením funkční kapacity pacienta vyšetřenou pomocí 6MWT. Očekávali jsme vzájemné pozitivní ovlivnění z důvodu lepší ekonomizace chůze spojené s nižším úsilím na kontrolu samotné chůze.

Pro vyhodnocení byl využit Spearmanův korelační koeficient pro parametry u kontrolní a výzkumné skupiny. Střední míru závislosti dosáhl pouze parametr délky kroku, a to ve smyslu záporné korelace ve vztahu k výsledkům 6MWT, ostatní parametry nevykazují významnější souvislost, viz Tabulka 6.

Tabulka 6

Korelace parametrů symetrie chůze s výsledky 6MWT

Výzkumná skupina			Kontrolní skupina	
Parametr	Korelační koeficient	p-value	Korelační koeficient	p-value
délka kroku	-0.375	0.104	0.002	0.997
step time	-0.071	0.767	0.195	0.753
stance phase	0.140	0.557	-0.161	0.795
swing phase	-0.277	0.237	-0.155	0.804

Výsledky k hypotéze č. 4

H_{A4}: Skupina s přidanou intervencí v podobě systému Zebris Rehawalk® ujde delší vzdálenost v rámci 6MWT než skupina bez této intervence.

Vycházíme z předpokladu předešlé hypotézy, tj. větší energetická ekonomizace chůze, která se odrazí na zvýšení funkční kapacity pacientů ve výzkumné skupině oproti skupině bez přístrojové zpětné vazby.

Tuto alternativní hypotézu musíme zamítnout ve prospěch hypotézy nulové. Ze statistické analýzy se ukazuje, že větší vzdálenost byli schopni ujít pacienti z kontrolní skupiny, konkrétně to bylo při výstupním vyšetření 303,4 m oproti pouhým 286,55 m u skupiny výzkumné (Tabulka 1 a 2). Navíc kontrolní skupina měla mezi vstupním a výstupním vyšetřením větší rozdíl naměřené vzdálenosti, a to 73,2 m (Tabulka 7). Výzkumná skupina se poté zlepšila o 66,3 m. Ač byl rozdíl mezi vstupním a výstupním vyšetřením u výzkumné skupiny menší, je dle analýzy dat statisticky významný (Tabulka 10). Rozdíl mezi oběma skupinami je naopak statisticky nevýznamný, viz Tabulka 8.

Tabulka 7

Porovnání klinických testů mezi výzkumnou a kontrolní skupinou

Parametr	Výzkumná skupina - rozdíl	Kontrolní skupina - rozdíl	Rozdíl mezi skupinami
10MWT běžná rychlost (m/s)	0.1285	0.048	0.0805
10MWT max rychlost (m/s)	0.1310	0.076	0.0550
6MWT (m)	66.3	73.2	-6.9

Poznámka. Rozdíl mezi skupinami se vztahuje k rozdílu průměrů.

Tabulka 8

Statistická významnost rozdílů výzkumné a kontrolní skupiny – klinické testy

Parametr	T-statistika	p-value
10MWT běžná rychlost (m/s)	1.5783	0.1282
10MWT max rychlost (m/s)	0.8457	0.4064
6MWT (m)	-0.2626	0.7952

Výsledky k hypotéze č. 5

H_{A5}: Existuje statisticky významná korelace mezi symetrií chůze a její rychlostí při testování 10MWT u hemiparetických pacientů.

Z výchozích dat, viz Tabulka 1 a 2, je zřejmé, že obě skupiny se v rámci testování rychlosti chůze zlepšily. Stanovili jsme tedy hypotézu, že zvýšení rychlosti má významnou souvislost se současným zvýšením symetrie chůze.

Korelace byla počítána s parametry symetrie obou skupin. Analýza dat prokázala středně silnou pozitivní korelaci mezi parametrem stance phase a běžnou rychlostí chůze u výzkumné skupiny, která se svou p-hodnotou blíží ke statistické významnosti. Naopak negativní středně silnou korelaci jsme zjistili u parametru swing phase ve vztahu jak k běžné, tak maximální rychlosti chůze u kontrolní skupiny. Existence pozitivních i negativních korelací v Tabulce 9 naznačuje, že neexistuje jasný vzor mezi změnami symetrie chůze a její rychlosti.

Tabulka 9

Korelace mezi symetrií chůze a její rychlostí

Výzkumná skupina			Kontrolní skupina	
Parametr	Korelační koeficient	p-value	Korelační koeficient	p-value
Běžná rychlost - délka kroku	-0.156	0.511	0.311	0.611
Běžná rychlost - step time	-0.255	0.277	0.045	0.943
Běžná rychlost - stance phase	0.441	0.052	0.144	0.817
Běžná rychlost - swing phase	-0.260	0.267	-0.566	0.320
Max rychlost - délka kroku	-0.293	0.210	0.026	0.968
Max rychlost - step time	-0.049	0.838	0.145	0.816
Max rychlost - stance phase	0.275	0.241	0.076	0.904
Max rychlost - swing phase	-0.199	0.401	-0.302	0.621

Výsledky k hypotéze č. 6

H_{A6}: Výzkumná skupina bude mít významější zlepšení výsledku 10MWT než kontrolní skupina.

Ke stanovení této hypotézy nás vedla domněnka, že pacienti, kteří se v terapii více soustředí na symetrizaci chůze s přístrojem se zpětnou vazbou, budou ve své chůzi stabilnější,

v důsledku čehož budou schopni vyvinout větší rychlost než pacienti vedení terapeutem bez vizuálního biofeedbacku.

Obě skupiny zvýšily rychlost své běžné i rychlé chůze. Z Tabulky 7 vyplývá, že výzkumná skupina zvýšila rychlost běžné chůze o 0,1285 m/s, kontrolní pak o 0,048 m/s. U nejrychlejší možné chůze se výzkumná skupina zlepšila o 0,1310 m/s, kontrolní pouze o 0,076 m/s. Dle výsledků se tudíž skupina s biofeedbackem zlepšila více. U všech změn parametrů kromě běžné rychlosti chůze u kontrolní skupiny byla zjištěna statistická významnost (Tabulka 10). Rozdíl mezi skupinami však statisticky významný nebyl, viz Tabulka 8.

Tabulka 10

Statistická významnost změn mezi vstupním a výstupním vyšetřením – klinické testy

Skupina	Test	t-statistika	p-value
Výzkumná	10MWT běžná rychlost	5.3717	0.000035
Výzkumná	10MWT max rychlost	4.1416	0.000554
Výzkumná	6MWT	6.0076	0.000009
Kontrolní	10MWT běžná rychlost	1.4512	0.2203
Kontrolní	10MWT max rychlost	3.5987	0.0228
Kontrolní	6MWT	2.4921	0.0673

Diskuze

Symetrie chůze a její rychlost jsou specifickými parametry chůze, které jsou mnohými autory označovány za stěžejní, co se týče objektivizace kvality a celkového výkonu. Symetrie hraje zásadní roli při řízení chůze, rychlost se hojně využívá pro zhodnocení a diferenciaci úrovně disability jedinců po CMP (Patterson et al., 2010a; Dickstein, 2008).

Dle studií Schwartz et al. (2022) a Wonsetler a Bowden (2017) je symetrie jedním z hlavních prediktorů délky rehabilitace. V první ze zmíněných studií byla klíčovým parametrem symetrie délky kroku, která dle statistických výpočtů dokázala ovlivnit rozdíl času rehabilitace až o 32,1 %. Rychlost zde byla také uvedena jakožto možný parametr, který dokáže urychlit léčbu, avšak nakonec její hodnoty nebyly dostatečně statisticky významné.

Symetrie má však oproti rychlosti chůze tendenci se v dlouhodobém časovém měřítku zhoršovat. Tento lineární trend prokázali Patterson et al. (2010b), kdy měřili hodnoty symetrie u délky kroku a trvání švihové fáze a fáze opory, a to v čase do tří měsíců od iktu, období 3 až 12 měsíců, 12 až 24 měsíců, 24 až 48 měsíců a více jak 48 měsíců po iktu.

Pro představu Chow a Stokic (2021) ve své studii popsali zlepšení symetrie jednooporové fáze a fáze dvojí opory pouze v prvních šesti měsících, kdy se s postupujícím časem a zvyšující se rychlostí chůze symetrie zhoršovala.

Je proto důležité dbát při včasné rehabilitaci chůze i na její symetrizaci, vzhledem k tomu, že asymetrický vzor chůze autoři spojují se zhoršenou schopností rovnováhy, větším výdejem energie a muskuloskeletálními změnami (Lewek, Bradley, Wutzke, & Zinder, 2014; Awad, Palmer, Pohlig, Binder-Macleod, & Reisman, 2015; Beaupre & Lew, 2006).

Na základě výše uvedených faktů jsme se rozhodli pro rehabilitaci u subakutních pacientů po CMP zaměřenou na symetrizaci chůze s pomocí biofeedbacku, který Spencer, Wolf a Kesar (2021) označují za slibnou strategii léčby a zlepšování kvality i kvantity chůze.

První informace, kterou jsme svou hypotézou chtěli ověřit, byla, zda rehabilitace s biofeedbackem má pozitivní vliv na symetrii chůze. Z našich výsledků vyplynulo zlepšení u všech parametrů symetrie chůze se statistickou významností pouze u step time. Zvýšení symetrie po intervenci s biofeedbackem prokázali též Družbicki et al. (2016), avšak s rozdílem, že zlepšené parametry byly délka kroku a čas oporné fáze. Navíc v této studii autoři pracovali s pacienty ve stádiu chronické CMP a samotná léčba probíhala na přístroji Gait Trainer 2 treadmill po kratší dobu. Tréninkový program zde byl stanoven na

10 intervencí po 30 minutách v rámci 2 týdnů. Autoři měřili výsledky efektu terapie i po šesti měsících od intervence, přičemž hodnoty symetrie se udržovaly na podobné úrovni.

Družbicki, Przysada, Guzik, Brzozowska-Magoń, Kolodziej, Wolan-Nieroda, Majewska a Kwolek (2018) pracovali již se subakutními pacienty po iktu na symetrii chůze s biofeedbackem a současnou mechanickou podporou na Gait Trainer 3. Trénink probíhal po dobu tří týdnů, probandi měli celkem 15 intervencí, každá trvala 30 minut. Z výsledků studie se potvrdil pozitivní efekt biologické zpětné vazby na symetrii, kdy se zvýšil index symetrie u parametru času oporné i švihové fáze kroku spolu s délkou kroku.

Shin a Chung (2017) se také zabývali symetrizací chůze u chronických pacientů po CMP. Jejich terapie spočívala v kombinaci více senzorických vstupů. K vizuální zpětné vazbě v jedné z výzkumných skupin přidali ještě auditivní zpětnou vazbu. Autoři ve studii specifikovali pouze jediný parametr prostorové symetrie, a to délku kroku. V tomto případě se nejvíce zlepšila skupina s více zpětnovazebnými aferentními vstupy.

Zlepšení symetrizace chůze napříč studii s biofeedbackem podporuje hypotézu Crosby et al. (2021), která tvrdí, že jedním z významných faktorů ovlivňujících přetrvávání asymetrie chůze u hemiparetických pacientů je snížená percepce vlastního patologického vzoru chůze. Díky možnostem využití biofeedbacku se tak pacientům otevírá možnost se na tyto odchylky zaměřit a korigovat je.

Z dostupné literatury zatím nebyly stanoveny hodnoty pro minimální klinicky významnou změnu u parametrů symetrie. Vycházíme tedy z dosavadních minimálních detekovatelných změn postulovaných ve studii Lewek a Randall (2011), a to pro symmetry ratio švihů, kdy je uvedena hodnota 0,26 a pro symmetry ratio délky kroku, 0,15. Z výsledků naší studie se ani jeden z parametrů svou změnou nedostal přes tyto hodnoty.

V návaznosti na první hypotézu jsme chtěli zjistit, jaké bude zlepšení symetrie chůze výzkumné skupiny oproti skupině kontrolní, která do léčebného programu neměla přidanou terapii na chůzovém trenažeru s biofeedbackem. Dle statistické analýzy byl mezi skupinami shledán významným pouze rozdíl u step time ve prospěch skupiny s biofeedbackem. V literatuře jsme nenašli studii, která by porovnávala trénink na trenažeru s tréninkem mimo něj. Všechny studie porovnávaly skupinu s biofeedbackem a skupinu bez něj, obě však v rámci terapie využívaly chůzový pás.

Pokud se zaměříme jenom na přítomnost či nepřítomnost biofeedbacku, ve studii Družbicki et al. (2018) byla mezi skupinami jediný statisticky významným parametrem symetrie délky kroku s p-hodnotou 0,044, a to právě u skupiny se zpětnou vazbou.

V jiné studii Družbicki et al. (2015) vyšly jako statisticky významné parametry oporná fáze s p-hodnotou 0,0045 ve smyslu snížení času a naopak zvýšení času švihové fáze nepostižené dolní končetiny s p-hodnotou 0,0042. Nebyly zde zmíněny hodnoty symetrie, avšak dle patologických nálezů u pacientů po CMP, tj. zvýšená doba opory a snížená doba švihové fáze u nepostižené končetiny a naopak, lze z těchto dat vyvozovat zvýšení symetrie chůze.

Další naše hypotézy se již vztahovali více ke klinickým testům chůze, tj. k 10MWT a 6MWT. První z nich, 10MWT, byl použit ve výzkumu Kaźmierczak et al. (2022), kteří do své práce zahrnuli pacienty v subakutní fázi CMP. Dvě skupiny pacientů, z toho výzkumná měla oproti kontrolní přidaných ke klasické rehabilitaci 10 minut na páse s biofeedbackem, přičemž celková intervence trvala čtyři týdny. Rychlost se u výzkumné skupiny zvýšila o 0,19 m/s, kdežto u kontrolní o 0,08 m/s. Zlepšení u výzkumné skupiny bylo vyhodnoceno jako statisticky významné s p-hodnotou 0,0023. Stejný výsledek ve smyslu většího zvýšení rychlosti komfortní chůze u výzkumné skupiny zmiňují Družbicki et al. (2015) a Družbicki et al. (2018). Výsledky těchto studií potvrzují trend zjištěný v našem výzkumu a potvrzují tak pozitivní efekt zpětné vazby na rychlost chůze.

V kontextu oficiálních norem 10MWT je uváděna minimální detekovatelná změna komfortní chůze u pacientů akutně po iktu 0,11 m/s (Perera, Mody, Woodman a Studenski, 2006). Výsledky výzkumné skupiny tuto hodnotu překročili, avšak hodnotu minimální klinicky významné změny 0,16 m/s definovanou Tilson et al. (2010) již nikoliv.

Jak probandi výzkumné, tak kontrolní skupiny by se dle klasifikace zveřejněné Perry, Garrett, Gronley a Mulroy (1995) určující handicap chůze dle její rychlosti pohybovali na horní hranici tzv. limited community ambulators.

Zvýšení rychlosti chůze jsme očekávali v souvislosti se zvýšením symetrie a také rovnováhy, která je významnou součástí motorického řízení a dávala by pacientům větší jistotu při rychlejší chůzi. Ze statistických dat výzkumné skupiny se prokázala vesměs negativní korelace bez statistické významnosti. Statisticky významnou negativní korelaci mezi časovou symetrií chůze a preferovanou rychlostí prokázali např. Patterson et al. (2008).

Co se týče rovnováhy, ač Lewek et al. (2014) uvedli vztah mezi asymetrií chůze a zhoršenou schopností rovnováhy, Park et al. (2021) ve studii zmiňují naopak škodlivý účinek snahy o symetrizaci chůze na dynamickou rovnováhu.

Pozitivní efekt terapie na rychlost chůze můžeme tedy přičítat jiným mechanismům, jako je zlepšení motorického řízení, zvýšená doloředná propulzivní síla či svalová síla flexorů

kyčle a extenzorů kolene, které Hsu, Tang a Jan (2003) považují za nejvíce důležité determinanty komfortní a rychlé chůze.

Vyšetření 6MWT je bráno jako jedno ze základních při hodnocení funkční kapacity pacientů. Vzhledem ke své časové náročnosti u subakutních pacientů je využívána zkrácená alternativa, tzv. 2MWT, která se objevuje daleko častěji napříč dostupnými studii (Kaźmierczak et al., 2022; Druźbicki et al., 2015; Druźbicki et al. 2018) spojenými s chůzovým trenažérem a biofeedbackem. Ve všech dohledaných pracech se oproti výsledkům našeho výzkumu skupina se zpětnou vazbou zlepšila více než kontrolní, přičemž byl popisován statisticky významný rozdíl mezi skupinami. Společná charakteristika výzkumné skupiny v naší studii s ostatními je statisticky signifikantní změna ujitě vzdálenosti mezi vstupním a výstupním vyšetřením.

Předpokládali jsme, že se zlepšením v 6MWT bude korelovat i zvýšení hodnoty parametrů symetrie chůze vzhledem k nižším energetickým nárokům, které se s ní dle Awad et al. (2014) pojí. Spolu s touto studií, která prokázala pozitivní vztah symetrie délky kroku na na spotřebu energie při chůzi, přišli Ryan, Husted a Lewek (2020) se stejným efektem u zvýšení symetrie parametru času v oporné fázi. Nguyen, Jackson, Aucie, de Kam, Collins a Torres-Oviedo (2020) naproti tomu ve své studii neprokázali zvýšení metabolických požadavků u pacientů po iktu při pro ně komfortní asymetrii délky kroku oproti chůzi symetrické.

Statisticky významnou negativní korelaci se podařilo prokázat Ryan, Husted a Lewek (2020), a to mezi 6MWT a asymetrii délky kroku s p-hodnotou 0,025.

Ač z našich výsledků nevyplývá staticky významná korelace, zlepšení ve všech parametrech symetrie chůze a současné zvýšení funkční kapacity u výzkumné skupiny lze vysvětlit např. přirozeným zlepšením v čase, adaptací na rehabilitaci, odlišnými mechanismy zlepšení (u symetrie lepší kontrola pohybu či vyvážení zatížení, u 6MWT zvýšením kondice) atd.

Hodnocení 6MWT definovali Fulk a He (2018), kteří dle Modifikované Rankinovy škály (mRS) a Stroke Impact Scale (SIS) stanovili hodnoty pro minimální klinickou změnu tohoto testu, viz teoretické poznatky. Překročení hodnoty dosáhla v případě této práce kontrolní skupina, a to pouze u hodnoty stanovené pro mRS vzhledem k průměrné běžné rychlosti probandů.

Kubo et al. (2020) poté na základě vyšetření Functional Ambulatory Category (FAC) stanovili mezní hodnotu nezávislé chůze u 6MWT, která se u subakutních pacientů po CMP

pohybovala kolem vzdálenosti 304 m. K hraniční hodnotě nezávislé chůze se dostala dle statistické analýzy opět pouze skupina kontrolní.

Ačkoliv se zdá být biologická zpětná vazba jako efektivní prostředek pro terapii chůze u hemiparetických pacientů, stále není dostatečně zmapováno mnoho faktorů hrající důležitou roli pro samotný efekt biofeedbacku. Jedním z takových faktorů je zvolení vhodné modality zpětné vazby. Nejčastěji využívanými jsou vizuální zpětná vazba, na kterou se naše práce zaměřila nejvíce, dále pak auditivní, která má také své výsledky v rámci problematiky symetrie chůze (Crosby et al., 2020) a v neposlední řadě zpětná vazba vibrotaktilní, reprezentována např. studií Afzal et al. (2019). Pro volbu té nejlepší modality musíme brát zřetel na tendenci pacientů k závislosti na externích podnětech, obzvláště pak u těch vizuálních, kdy byly oproti podnětům auditivním popisovány zhoršené testy retence motorických schopností (Maier, Ballester a Vershure, 2019; Ronsse et al., 2011). Na základě tohoto faktu van Vliet a Wulf (2006) doporučují nevyužívat biofeedback v každém tréninku pro zamezení možného zhoršení vlastní vnitřní zpětné vazby a tím i zhoršování koordinace pohybu.

Druhým hlavním faktorem pro zhodnocení efektu biofeedbacku je jeho dávkování. Zde bereme v potaz trvání jedné intervence, která se napříč studii pohybuje mezi 11-30 minutami, dále frekvenci terapií, kde je široká variabilita mezi výzkumy, od pěti intervencí za týden po dvě intervence denně. Číslo celkového počtu terapií je pak závislé na předešlé frekvenci a trvání celkové doby léčby, mluvíme například o třech až 18 intervencích (Spencer et al., 2021). Přestože některé výzkumné nálezy naznačují vyšší míru efektu terapie při její zvýšené délce, stále nemáme dostatek poznatků o vztahu dávka-odpověď v souvislosti s fyzioterapií a pohybových zotavením u pacientů po CMP (Maier et al., 2019).

Jako limitaci studie vnímáme čas, ve kterém byli pacienti vyšetřováni. Vzhledem k poměrně náročnému dennímu programu pacientů bylo těžké najít čas mezi procedurami a proto byla většina pacientů vyšetřována až po dopoledních či odpoledních rehabilitačních aktivitách, což pravděpodobně u těchto jedinců zhoršuje objektivitu výsledků vyšetření. S předešlým bodem souvisí i fakt, že jsme společně s kolegy vyšetřovali více testů v poměrně krátkém časovém úseku za sebou, tudíž zde bude do výsledku měření ve velké míře zasahovat únava pacientů. Nedílnou součástí únavy byla též alternovaná motivace, která se lišila jak napříč skupinami, tak zde byly i poměrně velké změny jednotlivců při vstupním a výstupním vyšetření. Limitací studie je též rozdíl vzorku kontrolní oproti výzkumné skupině. Takový vzorek nedostatečně odráží změny, které by mohly při intervenci bez využití chůzového trenažeru a biofeedbacku nastat. Doba intervence v podobě čtyř týdnů je

u pacientů po iktu relativně krátká na výraznější klinické změny. V návaznosti na intervenci jsme v našem výzkumu neřešili žádný follow-up, který by objektivizoval retenci efektu terapie. Do limitací výzkumu též zahrnujeme chybovost přístroje Zebris Rehawalk®. V rámci budoucích studií lze využít například virtuální reality, která je součástí přístroje s možným stupňováním zátěže ve smyslu interaktivních překážek, případně přidání dalších typů zpětné vazby, ať už auditivní či jiné.

Závěr

Studie prokázala pozitivní vliv přídatné intervence v podobě biofeedbacku na chůzovém trenážeru Zebris Rehawalk® na parametry symetrie chůze, rychlost chůze a funkční kapacitu pacientů v subakutní fázi po iktu.

Výsledky výzkumu poukazují na zvýšení symetrizace chůze, a to více u výzkumné skupiny než skupiny kontrolní, kde se dokonce parametry swing phase a step time zhoršily. Statisticky významnou změnu zaznamenal u výzkumné skupiny parametr step time ($p = 0,0072$) v rámci rozdílů vstupního a výstupního vyšetření. Statisticky signifikantní byl také rozdíl step time mezi skupinami ($p = 0,0159$).

Všechny změny v klinických testech, tj. 10MWT běžnou rychlostí, maximální rychlostí a 6MWT, byly statistickou analýzou označeny za statisticky významné. U 10MWT běžnou rychlostí dosáhla p-hodnota 0,000035, pro maximální rychlost $p = 0,000554$ a při vyšetření 6MWT $p = 0,000009$. U kontrolní skupiny byl statisticky významný pouze rozdíl vstupního a výstupního vyšetření maximální rychlosti u 10MWT ($p = 0,0228$). Nebyla zjištěna žádná statistická významnost mezi skupinami.

Rozdíl 10MWT u běžné rychlosti u výzkumné skupiny byl dostatečný, aby splnil hranici pro minimální detekovatelnou změnu (0,11 m/s), avšak příliš malý na to, aby překonal hranici minimální klinické změny (0,16 m/s).

U 6MWT se i přes statistickou významnost rozdílu u výzkumné skupiny tato skupina nedostala přes minimální klinickou změnu definovanou pro škálu mRS (71 m), ani přes definovanou hranici samostatné chůze (cca 304 m). Kontrolní skupina naopak zvládla v prvním případně překonat, v druhém případě se přiblížit zmíněným hodnotám. Výsledky kontrolní skupiny je však nutno brát s rezervou z důvodu poměrně malého vzorku.

Studie prokázala střední míru závislosti parametru délky kroku a výsledků 6MWT ve smyslu negativní korelace ($r = -0,375$) u výzkumné skupiny. Souvislost symetrie a běžné rychlosti chůze byla ve střední míře patrná u parametru stance phase u výzkumné skupiny s $r = 0,441$, u kterého je navíc p-hodnota na hranici statistické významnosti. U kontrolní skupiny se ukázal svou mírou závislosti významnější parametr symetrie swing phase, která negativně ovlivnila běžnou ($r = -0,566$), i maximální rychlost chůze ($r = -0,302$). Celkově u korelací symetrie chůze s klinickými testy nebyl nalezen žádný jasný vzor. Současné zvýšení symetrie chůze a ostatních aspektů tedy může probíhat nezávisle na sobě. Vliv zde může mít přirozené zlepšování v čase, adaptace na rehabilitaci či různé mechanismy zlepšení – pro symetrii zlepšení motorické kontroly, pro 6MWT např. zlepšení kondice, apod.

Chůzový treňažer Zebris Rehawalk® s využitím zpětné vazby lze na základě výsledků definovat jako efektivní doplňkovou terapii ke zvýšení efektu rehabilitace pacientů po CMP pro zvýšení symetrie chůze, rychlosti a funkční kapacity. Pro větší objektivizaci je však třeba většího počtu studií.

Souhrn

Chůze je jednou ze stěžejních součástí rehabilitace u pacientů po iktu. Odchylkami chůze trpí až 80 % z nich. Symetrie, rychlost a funkční kapacita jsou zde důležité aspekty zotavení a lze podle nich objektivizovat úspěšnost léčby. V poslední době se čím dál více v rehabilitaci využívá biofeedbacku, který podporuje neuroplasticitu a motorické učení.

Proto bylo cílem diplomové práce zjistit vliv terapie s přídatným biofeedbackem na parametry symetrie chůze, její rychlost a vytrvalostní složku u těchto pacientů a současně porovnat výsledky s terapií bez přístrojové zpětné vazby.

Teoretická část pojednává o charakteristice chůze u hemiparetických pacientů, možnostech vyšetření chůze s uvedením nejčastěji využívaných klinických testů. Dále je zde zmíněn biofeedback a jeho praktické využití spolu s popisem systému Zebris Rehawalk®, na kterém byla prováděno měření parametrů symetrie chůze a později i intervence výzkumné skupiny.

Výzkumu se účastnilo 25 probandů po iktu, z toho 20 z nich bylo zařazeno do výzkumné skupiny, která měla ke klasické rehabilitaci přidanou intervenci na chůzovém trenažeru Zebris Rehawalk®. Kontrolní skupina v počtu pěti probandů měla pouze rehabilitaci klasickou. Bylo provedeno vstupní vyšetření před začátkem terapie a výstupní vyšetření po čtyřech týdnech. Měřeny byly parametry symetrie chůze, rychlost chůze pomocí 10MWT a funkční kapacita pacientů, objektivizovaná pomocí 6MWT.

Výsledky ukázaly pozitivní efekt biofeedbacku na symetrii chůze, její rychlost i funkční kapacitu. Statisticky nejvýznamnější byl shledán parametr symetrie step time. Byla nalezena středně silná negativní závislost symetrie délky kroku na výkon při testování 6MWT u výzkumné skupiny. V rámci korelací mezi 10MWT a parametry symetrie byla prokázána střední míra závislosti symetrie stance phase a běžné rychlosti chůze u výzkumné skupiny ve smyslu pozitivní korelace. U kontrolní skupiny měla symetrie swing time negativní vliv na běžnou i maximální rychlost chůze. Vzhledem k nekonzistentnímu vzoru korelací se jednotlivé parametry mohly zlepšovat nezávisle na sobě různými mechanismy, například vlivem adaptace na rehabilitaci či spontánním zlepšováním se v čase.

Summary

Walking is one of the key components of rehabilitation in patients after a stroke. Up to 80% of them suffer from gait deviations. Symmetry, speed, and functional capacity are important aspects of recovery and can be used to objectively measure the success of treatment. Recently, biofeedback has been increasingly used in rehabilitation, due to his activation of neuroplasticity and motor learning.

Therefore, the aim of the thesis was to determine the effect of therapy with additional biofeedback on gait symmetry parameters, speed, and endurance in these patients, and to compare the results with therapy without instrumental feedback.

The theoretical part discusses the characteristics of gait in hemiparetic patients, gait examination possibilities with reference to the most commonly used clinical tests. Biofeedback and its practical use are also mentioned, along with a description of the Zebris Rehawalk® system, on which gait symmetry parameters were measured. Later this system was used for the research group intervention.

The research involved 25 stroke patients, of whom 20 were included in the research group that had additional intervention on the Zebris Rehawalk® treadmill to a classical rehabilitation. The control group consisted of five subjects who only had a classical rehabilitation. An initial examination was conducted before the therapy started and a final examination after four weeks. Gait symmetry parameters, walking speed objectified by the 10MWT, and functional capacity of patients objectified by the 6MWT were measured.

The results showed a positive effect of biofeedback on gait symmetry, speed, and functional capacity. The step time symmetry parameter was found to be the most statistically significant. A moderately strong negative correlation was found between step length symmetry and performance in the 6MWT test in the research group. In terms of correlations between the 10MWT and symmetry parameters, a moderate degree of dependence between stance phase symmetry and normal walking speed in the research group was demonstrated as a positive correlation. In the control group, swing time symmetry had a negative effect on both normal and maximum walking speed. Due to the inconsistent pattern of correlations, individual parameters could improve independently through different mechanisms, such as adaptation to rehabilitation or spontaneous improvement over time.

Seznam použité literatury

- Afzal, M. R., Oh, M.-K., Lee, Ch.-H. Park, Y. S., & Yoon, J. (2015). A portable gait asymmetry rehabilitation system for individuals with stroke using a vibrotactile feedback. *BioMed Research International*, 2015. doi: 10.1155/2015/375638
- Alexander, L. D., Black, S. E., Petterson, K. K., Gao, F., Danells, C. J., & McIlroy, W. E. (2009). Association between gait asymmetry and brain lesion location in stroke patients. *Stroke*, 40(2), 537-544. doi: 10.1161/STROKEAHA.108.527374
- Allen, J. L., & Neptune, R. R. (2012). Three-dimensional modular control of human walking. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2157-2163. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.037
- ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories (2002). ATS statement: guidelines for six-minute walk test. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 166(1), 111-117. doi: 10.1164/ajrccm.166.1.at1102
- Awad, L. N., Palmer, J. A., Pohlig, R. T., Binder-Macleoud, S. A., & Reisman, D. S. (2015). Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(5), 416-423. doi: 10.1177/1545968314552528
- Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 43-49. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.004
- Basmajian, J. V. (1979). *Biofeedback: Principles and practise for clinicians*. Oxford, UK: Williams & Wilkins.
- Beaupre, G. S., & Lew, H. L. (2006). Bone-density changes after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85(5), 464-472. Doi: 10.1097/01.phm.0000214275.69286.7a
- Bedla, M., Pięta, P., Kaczmarek, D., & Deniziak, S. (2022). Estimation of gross motor functions in children with cerebral palsy using Zebris FDM-T treadmill. *Journal of Clinical Medicine*, 11(4). doi: 10.3390/jcm11040954
- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J. M., & Delarque, A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(5), 287-294. doi: 10.1080/16501970600694859

- Beyaert, C., Vasa, R., & Frykberg, G. E. (2015). Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. *Clinical Neurophysiology*, 45(4-5), 335-355. doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005
- Bibrowicz, K., Szurmik, T., Michnik, R., Wodarski, P., Myśliwiec, A., & Mitas, A. (2018). Application of Zebris dynamometric platform and arch index in assessment of the longitudinal arch of the foot. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 26(S2), 543-551. doi: 10.3233/THC-182501
- Cairns, M. C., Harrison, K., & Wright, C. (2000). Pressure biofeedback: a useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *Physiotherapy*, 86(3), 127-138. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61155-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61155-8)
- Campanini, I., Merlo, A., & Damiano, B. (2013). A method to differentiate the cause of stiff-knee gait in stroke patients. *Gait & Posture*, 38(2), 165-169. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.003
- Carpenter, M. B. (1991). *Core text of neuroanatomy*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Carrera, E., Maeder-Ingvar, M., Rossetti, A. O., Devuyst, G., Bogouslavsky, J., & Lausanne Stroke Registry (2007). Trends in risk factors, patterns and causes in hospitalized strokes over 25 years: The Lausanne Stroke Registry. *Cerebrovascular Diseases*, 24(1), 97-103. doi: 10.1159/000103123
- Collen, F. M., Wade, D. T., & Bradshaw, C. M. (1990). Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *International Disability Studies*, 12(1), 6-9. doi: 10.3109/03790799009166594
- Corbetta, M., Ramsey, L., Callejas, A., Baldassarre, A., Hacker, C. D., Siegel, J. S., ... Shulman, G. L. (2015). Common behavioral clusters and subcortical anatomy in stroke. *Neuron*, 85(5), 927-941. doi: 10.1016/j.neuron.2015.02.027
- Crawford, F., Inkster, M., Kleijnen, J., & Fahey, T. (2007). Predicting foot ulcers in patients with diabetes: a systematic review and meta-analysis. *QJM: Monthly Journal of the Association of Physicians*, 100(2), 65-86. doi: 10.1093/qjmed/hcl140
- Crosby, L. D., Chen, J. L., Grahn, J. A., & Patterson, K. K. (2021). Perceptions of an over-ground induced temporal gait asymmetry by healthy young adults. *Human Movement Science*, 78. doi: 10.1016/j.humov.2021.102806
- Crosby, L. D., Wong, J. S., Chen, J. L., Grahn, J., & Patterson, K. K. (2020). An initial investigation of the responsiveness of temporal gait asymmetry to rhythmic auditory

- stimulation and the relationship to rhythm ability following stroke. *Frontiers in Neurology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.517028>
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2015). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Aging*, 34(6), 556-560. doi: 10.1093/ageing/afi192
- Curuk, E., Goyal, N., & Aruin, A. S. (2019). The effect of motor and cognitive tasks on gait in people with stroke. *Journal of Stroke Cerebrovascular Diseases: The Journal of National Stroke Association*, 28(11). Doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.104330
- De Bujanda, E., Nadeau, S., & Bourbonnais, D. (2004). Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: the Official Journal of National Stroke Association*, 13(2), 58-69. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2004.02.006
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysing using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2), 226-237. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.003
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 18(2), 47-55. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00193-5
- Dickstein, R. (2008). Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(6), 649-660. doi: 10.1177/1545968308315997
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., & Villa Y. (2004). Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 115(4), 790-796. doi: 10.1016/j.clinph.2003.11.018
- Druzbicki, M., Guzik, A., Przysada, G., Kwolek, A., & Brzozowska-Magoń, A. (2015). Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: a randomized study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47(5), 419-425. doi: 10.2340/16501977-1949
- Druzbicki, M., Guzik, A., Przysada, G., Kwolek, A., Brzozowska-Magoń, A., & Sobolewski, M. (2016). Changes in gait symmetry after training on a treadmill with biofeedback in chronic stroke patients: a 6-month follow-up from a randomized controlled trial. *Medical Science Monitor*, 22, 4859-4868. doi: 10.12659/MSM.898420

- Drużbicki, M., Przysada, G. Guzik, A., Brzozowska-Magoń, A., Kolodziej, K., Wolan-Nieroda, A., Majewska, J., & Kwolek, A. (2018). The efficacy of gait training using a body weight support treadmill and visual biofeedback in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. *BioMed Research International*, 2018. doi: 10.1155/2018/3812602
- Duncan, P. W., Zorowitz, R., Bates, B., Choi, J. Y., Glasberg, J. J., Graham, G. D., Katz, R. C., Lamberty, K. & Reker, D. (2005). Management of adult stroke rehabilitation care: a clinical practice guideline. *Stroke*, 36(9), 100-143. doi: 10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF
- Dusenbury, W., Alexandrov, A. W. (2020). Clinical localization of stroke. *Critical Care Nursing Clinics of North America*, 32(1), 1-19. doi: 10.1016/j.cnc.2019.10.001
- Ekanayake, S. W., Morris, A. J., Forrester, M., & Pathirana, P. N. (2015). BioKin: an ambulatory platform for gait kinematic and feature assessment. *Healthcare Technology letters*, 2(1), 40-45. doi: 10.1049/htl.2014.0094
- Ellis, R. G., Howard, K. C., & Kram, R. (2013). The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. *Proceedings. Biological Sciences*, 280(1756). doi: 10.1098/rspb.2012.2784
- Francisco, G. E., & Li, S. (2016). *Spasticity. Physical Medicine and Rehabilitation*. Philadelphia, PA: Elsevier.
- Fulk, G. D., & Echternach, J. (2008). Test-retest reliability and minimal detectable change of gait speed in individuals undergoing rehabilitation after stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 32(1), 8-13. doi: 10.1097/NPT.0b013e31816593c0
- Fulk, G. D., & He, Y. (2018). Minimal clinically important difference of the 6-minute walk test in people with stroke. *Journal of neurologic Physical Therapy*, 42(4), 235-240. doi: 10.1097/NPT.0000000000000236
- Giggins, O. M., McCarthy Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10(60), 1-11. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60>
- Gilman S., & Winans Newman, S. (2003). *Manter and Gatz's essentials of clinical neuroanatomy and neurophysiology*. Philadelphia, US: FA Davis Company.
- Gimunová, M., Sebera, M., Kasović, M., Svobodová, L., & Vespalec, T. (2022). Spatio-temporal gait parameters in association with medications and risk of falls in the elderly. *Clinical Interventions in Aging*, 17,873-883. doi: 10.2147/CIA.S363479

- Goodale, M. A., & Milner, A. D. (1992). Separative pathways for perception and action. *Trends in Neuroscience*, *15*, 20-25. doi: 10.1016/0166-2236(92)90344-8
- Grahn, J. A., & Brett, M. (2007). Rhythm and beat perception in motor areas of the brain. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *19*(5), 893-906. doi: 10.1162/jocn.2007.19.5.893
- Hacmon, R. R., Krasovsky, T., Lamontagne, A., & Levin, M. F. (2012). Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *36*(4), 173-181. doi: 10.1097/NPT.0b013e31827374c1
- Handelzalts et al., (2021). Insight into motor performance deficits after stroke: an automated and refined analysis of the lower-extremity motor coordination test (LECOMOT). *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *18*(1). doi: 10.1186/s12984-021-00950-z
- Hides, J. A., Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1998). Use of real-time ultrasound image for feedback in rehabilitation. *Manual Therapy*, *3*(3), 125-131. [https://doi.org/10.1016/S1356-689X\(98\)80002-7](https://doi.org/10.1016/S1356-689X(98)80002-7)
- Houk, J. C., Bastianen, C., Fansler, D., Fishbach, A., Fraser, D., Reber, P. J., ... Simo, L. S. (2007). Action selection and refinement in subcortical loops through basal ganglia and cerebellum. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Serie B, Biological Sciences*, *362*(1485), 1573-1583. doi: 10.1098/rstb.2007.2063
- Hume, W. I. (1976). *Biofeedback. Annual Research Review*. Lancaster, UK: Eden Press.
- Hyndman, D., & Ashburn, A. (2009). People with stroke living in the community: attention, deficits, balance, ADL ability and falls. *Disability and Rehabilitation*, *25*(15), 817-822. <https://doi.org/10.1080/0963828031000122221>
- Chen, Ch.-L., Chen, H.-Ch., Tang, S. F.-T., Wu, Ch-Y., Cheng, P.-T., & Hong, W.-H. (2003). Gait performance with compensatory adaptations in stroke with different degree of motor recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *82*(12), 925-935. Doi: 10.1097/01.PHM.0000098040.13355.B5
- Chmelík, F. (2014). *Manuál pro publikování v kinantropologii podle normy APA*. Olomouc, Česká republika: Investice do rozvoje vzdělání
- Chow, J. W., & Stokic, D. S. (2021). Longitudinal changes in temporospatial gait characteristics during the first year post-stroke. *Brain Science*, *11*(12). doi: 10.3390/brainsci11121648

- Chu, V. W., Hornby, T. G., & Schmidt, B. D. (2015). Perception of lower extremity loads in stroke survivors. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 126(2). doi: 10.1016/j.clinph.2014.06.047
- Chvatal, S. A., & Ting, L. H. (2013). Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7. Doi: 10.3389/fncom.2013.00048
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jordan, L. M., & Sławińska, U. (2011). Chapter 12 – modulation of rhythmic movement: control of coordination. *Progress in Brain Research*, 188, 181-195. doi: 10.1016/B978-0-444-53825-3.00017-6
- Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1995). Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(1), 27-32. doi: 10.1016/s0003-9993(95)80038-7
- Jørgensen, L., Crabtree, N., & Jacobsen, B. K. (2000). Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part of the femoral neck differently: bone adaptation after decreased mechanical loading. *Bone*, 27(5), 701-707. doi: 10.1016/s8756-3282(00)00374-4
- Ju, S. (2020). Correlation between Loir limb muscle asymmetry during the sit-to-stand task and spatiotemporal gait asymmetry in subjects with stroke. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 16(1), 64-68. doi: 10.12965/jer.2040030.015
- Jung, J., Choi, W., & Lee, S. (2020). Immediate augmented real-time forefoot weight bearing using visual feedback improves gait symmetry in chronic stroke. *Technology and Health Care: Official of the European Society for Engineering and Medicine*, 28(6), 733-741. Doi: 10.3233/THC-192016
- Kalron, A., & Frid, L. (2015) The „butterfly diagram“: a gait marker for neurological and cerebellar impairment in people with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 358(1-2), 92-100. doi: 10.1016/j.jns.2015.08.028
- Kalron, A., Dvir, Z., Frid, L., & Achiron, A. (2013). Quantifying gait impairment using an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. *ISRN Neurology*, 2013. doi: 10.1155/2013/867575
- Kao, P.-C., Dingwell, J. B., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. (2014). Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 40(3), 457-463. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.05.014

- Kaźmierczak, K., Wareńczak-Pawlicka, A., Miedzyblocki, M., & Lisiński, P. (2022). Effect of treadmill training with visual biofeedback on selected gait parameters in subacute hemiparetic stroke patients. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(24). doi: 10.3390/ijerph192416925
- Khoo, I.-H., Marayong, P., Krishnan, V., Balagtas, M., Rojas, O., & Leyba, K. (2017). Real-time biofeedback device for gait rehabilitation of post-stroke patients. *Biomedical Engineering letters*, 7(4), 287-298. doi: 10.1007/s13534-017-0036-1
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Krasovsky, T., & Levin, M. F. (2010). Review: toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(3), 213-224. doi: 10.1177/1545968309348509
- Krobot, A., Kolářová, B., Kolář, P., Schusterová, B., & Tomsová, J. (2017). Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 80/113(5), 521-526.
- Kržišnik, M., Horvat Rauter, B., & Bizovičar, N. (2021). Effects of virtual reality-based treadmill training on balance and gait in stroke patients: a randomized controlled trial. *Hrvatska revma za rehabilitacijska istraživanja*, 57(2), 92-102. doi: 10.31299/hrri.57.2.6
- Kubo, H., Nozoe, M., Kanai, M., Furuchi, A., Onishi, A., Kajimoto, K., Mase, K. & Shimada, S. (2020). Reference value of 6-minute walk distance in patients with sub-acute stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 27(5), 2337-343. doi: 10.1080/10749357.2019.1704372
- Kubo, M., Wagenaar, R. C., Saltzman, E., & Holt, K. G. (2004). Biomechanical mechanism for transitions in phase and frequency of arm and leg swing during walking. *Biological Cybernetics*, 91(2), 91-98. doi: 10.1007/s00422-004-0503-5
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. (2012). *Whittle's gait analysis*. London, UK: Elsevier.
- Lewek, M. D., & Randall, E. P. (2011). Reliability of spatiotemporal asymmetry during overground walking for individuals following chronic stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 35(3), 116-121. doi: 10.1097/NPT.0b013e318227fe70
- 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 of Applied Biomechanics*, 30(1), 31-36. doi: 10.1123/jab.2012-0208

- Li, S., & Francisco, G. (2015). New insight into the pathophysiology of post-stroke spasticity. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 192. doi: 10.3389/fnhum.2015.00192
- Liang, B. W., Wu, W. H., Lin, J. H., Lv, G. R., Lin, X. C., Prins, M. R., ... Bruijn, S. M. (2014). Pelvic step: the contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait Posture*, 39(1), 105-110. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.006
- Liu, J., Kim, H. B., Wolf, S. L., & Kesar, T. M. (2020). Comparison of the immediate effects of audio, visual, or audiovisual gait biofeedback on propulsive force generation in able-bodied and post-stroke individuals. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 45(3), 211-220. Doi: 10.1007/s10484-020-09464-1
- Lord, S. R., Menz, H. B., & Tiedemann, A. (2003). A Physiological Profile Approach to Falls Risk Assessment and Prevention. *Physical Therapy*, 83(3), 237-252. <https://doi.org/10.1093/ptj/83.3.237>
- MacKinnon, C. D. (2018). Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 3-26. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X
- Magee, D. J. (2004). *Orthopedic physical assessment*. Edmonton, Canada: Saunders Elsevier.
- Maier, M., Ballester, B. R., & Verschure, P. F. M. J. (2019). Principles of neurorehabilitation after stroke based on motor leasing and brain plasticity mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 13. doi: 10.3389/fnsys.2019.00074
- Mani, S., Mutha, P. K., Przybyla, A., Haaland, K. Y., Good, D. C., & Sainburg, R. L. (2013). Contralesional motor deficits after unilateral stroke reflex hemisphere-specific kontrol mechanisms. *Brain: a Journal of Neurology*, 136(Pt 4), 1288-1303. Doi: 10.1093/brain/aws283
- Manickam, A., Gardiner, M. D. (2021). Gait assessment in general practice. *Australian Journal of General Practice*, 50(11), 801-806. doi: 10.31128/AJGP-12-20-5777
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, 143, 13-27. doi: 10.1016/S0079-6123(03)43002-1
- McCall, A. A., Miller, D. M., & Yates, B. J. (2017). Descending influences on vestibulospinal and vestibulosympathetic reflexes. *Frontiers in Neurology*, 8, 112. doi: 10.3389/fneur.2017.00112

- McCrea, D. A., & Rybak, I. A. (2008). Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Research Reviews*, 57(1), 134-146. doi: 10.1016/j.brainresrev.2007.08.006
- Mink, J.W. (1996). The basal ganglia: focused selection and inhibition of competing motor programs. *Progress in Neurobiology*, 50(4), 381-425. doi: 10.1016/s0301-0082(96)00042-1
- Moore, J. L., Potter, K., Blankshain, K., Kaplan, S. L., O'Dwyer, L. C., & Sullivan, J. E. (2018). A core set of outcome measures for adults with neurologic conditions undergoing rehabilitation: a clinical practice guideline. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 42(3), 174-220. doi: 10.1097/NPT.0000000000000229
- Moseley, A., Wales, A., Herbert, R., Schurr, K., & Moore, S. (1993). Observation and analysis of hemiplegic gait: stance phase. *Australian Journal of Physiotherapy*, 39(4), 259-267. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60486-4
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nguyen, T. M., Jackson, R. W., Aucie, Y., de Kam, D., Collins, S. H., & Torres-Oviedo, G. (2020). Self-selected step length asymmetry is not explained by energy cost minimalization in individuals with chronic stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 17(1), 119. doi: 10.1186/s12984-020-00733-y
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6)
- Olton, D. S., & Noonberg, A. R. (1980). *Biofeedback – clinical applications in behavioural medicine*. New Jersey, NJ: Prentice Hall
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Park, S., Liu, Ch., Sánchez, N., Tilson, J. K., Mulroy, S. J., & Finley, J. M. (2021). Using biofeedback to reduce step length asymmetry impairs dynamic balance in people poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 35(8), 738-749. doi: 10.1177/15459683211019346
- Pashler, H. (1994). Dual-Task Interference in Simple Tasks: Data and Theory. *Psychological Bulletin*, 116(2), 220-244. doi: 10.1037/0033-2909.116.2.220

- Patla, A. E. (2004). Adaptive human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms. In A. M. Bronstein, T. Brandt, M. H. Woollacott & J. G. Nutt (Eds.), *Clinical disorder of balance, posture and gait* (pp. 20-38). London, UK: Hodder Education Publishers.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010a). Evaluation of gait asymmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*, *31*(2), 241-246. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010b). Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from keks to years after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *24*(9), 783-790. doi: 10.1177/1545968310372091
- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2008). Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archive sof Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(2), 304-310. Doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142
- Perera, S., Mody, S. H., Woodman, R. C., & Studenski, S. A. (2006). Meaningful chase and responsiveness in common physical performace measures in older adults. *Journal of American Geriatrics Society*, *54*(5). doi: 10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, *26*(6), 982-989. doi: 10.1161/01.str.26.6.982
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed „Up & Go“: a test of basic functional mobility for elderly persons. *Journal of the American Geriatric Society*, *39*(2), 142-148. doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x
- Prentice, S. D., & Drew, T. (2001). Contributions of the reticulospinal system to the postural adjustment occurring during voluntary gait modifications. *Journal of Neurophysiology*, *85*(2), 679-698. doi: 10.1152/jn.2001.85.2.679
- Razak Abdul, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors*, *12*(7), 9884-9912. doi: 10.3390/s120709884
- Riener, R., Colombo, G., & Lunenburger, L. (2006). Overview of robot-aided gait biofeedback and assessment. *The First IEEE/RAS-EMBS Interantional Conference on*

- Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2006, 965-970. doi: 10.1109/BIOROB.2006.1639216
- Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). Understanding inconsistent step-length asymmetries across hemiplegic stroke patients: impairments and compensatory gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(3). doi: 10.1177/1545968310380687
- Ronsse, R., Putteman, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral Cortex*, 21(6), 1283-1294. doi: 10.1093/cercor/bhq209
- Rothwell, J. C. (1994). *Control of human voluntary movement*. London, UK: Chapman & Hall.
- Routson, R. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2014). Modular organization Gross changing task demand in healthy and poststroke gait. *Physiological Reports*, 2(6), doi: 10.14814/phy2.12055
- Rozanski, G. M., Huntley, A. H., Crosby, L. D., Schinkel-Ivy, A., Mansfield, A., & Patterson, K. K. (2020). Lower limb muscle activity underlying temporal gait asymmetry post-stroke. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 131(8), 1848-1858. doi: 10.1016/j.clinph.2020.04.171
- Rozanski, G. M., Wong, J. S., Inness, E. L., Patterson, K. K., & Mansfield, A. (2020). Longitudinal change in spatiotemporal gait symmetry after discharge from inpatient stroke rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 42(5), 705-711. doi: 10.1080/09638288.2018.1508508
- Ryan, H. P., Husted, C., & Lewek, M. D. (2020). Improving spatiotemporal gait asymmetry has limited functional benefit for individuals poststroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 44(3), 197-204. doi: 10.1097/NPT.0000000000000321
- 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(10), 1663-1668. doi: 10.1016/j.apmr.2011.04.022
- Sheffler, L. R., & Chae, J. (2015). Hemiparetic gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 26(4), 611-623. doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.006

- Shin, J., & Chung, Y. (2017). Influence of visual feedback and rhythmic auditory cue on walking of chronic stroke patient induced by treadmill walking in real-time basis. *NeuroRehabilitation*, 41(2), 445-452. doi: 10.3233/NRE-162139
- Schepers, M. (2009). *Ambulatory assessment of human body kinematics and kinetics* [Disertační práce]. University of Twente.
- Schmid, S., Schweizer, K., Romkes, J., Lorenzetti, S., & Brunner, R. (2013). Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: a systematic review. *Gait & Posture*, 37(4), 480-493. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.006
- Schwartz, I., Ofran, Y., Karniel, N., Seyres, M., & Portnoy, S. (2022). Step length asymmetry predicts rehabilitation length in subacute post stroke patients. *Symmetry*, 14(10). <https://doi.org/10.3390/sym14101995>
- Skvortson, D. V., Kaurkin, S. N., & Ivanova, G. E. (2021). A study of biofeedback gait training in cerebral stroke patients in the early recovery phase with stance phase as target parameter. *Sensors*, 21(21). Doi: 10.3390/s21217217
- Someshwar, H., Kunde, Ch., & Ganvir, S. (2017). Predicting the Probability of Falls in Geriatrics Using Traditional Timed U and Go Test and Dual-Task Constraint Timed U and Go Test: An Observational Study. *Online Journal of Health and Allied Sciences*, 2017(6), 88-92. doi: 10.4103/ijhas.IJHAS_175_16
- Spencer, J., Wolf, S. L., & Kesar, T. M. (2021). Biofeedback for post-stroke gait retraining: a review of current evidence and future research directions in the context of emerging technologies. *Frontiers in Neurology*, 12. doi: 10.3389/fneur.2021.637199
- Stanton, R., Ada, L., Dean, C. M., & Preston, E. (2011). Biofeedback improves activities of the lower limb after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 57(3), 145-155. Doi: 10.1016/S1836-9553(11)70035-2
- Stawińska, M., Kołodziejcki, P., Wyszomirska, I., Baran, M., & Wit, A. (2021). Do commonly used postoperative orthopaedic shoes help off-load the forefoot? *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 23(2), 115-122. doi: 10.37190/ABB-01784-2021-01
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Szopa, A., Domagalska-Szopa, M., Lasek-Bal, A., & Žak, A. (2017). The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients. *Clinical Interventions in Aging*, 12, 2055-2062. doi: 10.2147/CIA.S144795
- Takakusaki, K. (2017). Functional neuroanatomy for posture and gait control. *Journal of Movement Disorder*, 10(1), 1-17. doi: 10.14802/jmd.16062

- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, *12*(2), 2255-2283. doi: 10.3390/s120202255
- Tilson, J. K., Sullivan, K. J., Cen, S. Y., Rose, D. K., Koradia, C. H., Azen, S. P., Duncan, P. W., & Locomotor Experience Applied Post Stroke (LEAPS) Investigatie Team (2010). Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important diference. *Physical Therapy*, *90*(2), 196-208. doi: 10.2522/ptj.20090079
- Titianova, E. B., Pitkänen, K., Pääkkönen, A., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2003). Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *82*(10), 778-786. doi: 10.1097/01.PHM.0000087490.74582.E0
- van Vliet, P. M., & Wulf, G. (2006). Extrinsic feedback for motor learning after stroke: chat is the evidence? *Disability and Rehabilitation*, *28*(13-14), 831-840. Doi: 10.1080/09638280500534937
- Vařeka, I. Bednář, M., & Vařeková, R. (2016). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, *79/112*(2), 168-172.
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *25*(2), 81-86.
- Vervoort, D., Vuillerme, N., Kosse, N., Hortobágyi, T., & Lamoth, C. J. C. (2016). Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test. *PLoS One*, *11*(6). doi: 10.1371/journal.pone.0155984
- Vismara, L., Cimolin, V., Buffone, F., Bigoni, M., Clerici, D., Cerfoglio, S., ... Mauro, A. (2022). Brain asymmetry and its effects on gait strategies in hemiplegic patients: new rehabilitative conceptions. *Brain Sciences*, *12*(6). doi: 10.3390/brainsci12060798
- Wei, T.-S., Liu, P.-T., Chang, L.-W., & Liu, S.-Y. (2017). Gait asymmetry, ankle spasticity, and depression as independent predictors of falls in ambulatory stroke patients. *PloS One*, *12*(5). doi: 10.1371/journal.pone.0177136
- Williams, G., Morris, M. E., Schache, A., & McCrory, P. R. (2010). People preferentially increase hip joint power generation to walk faster following traumatic brain injury. *Nauorehabilitation and Neural Repair*, *24*(6), 550-558. doi: 10.1177/1545968309357925
- Williams, J. M., & Nyman, S. R. (2021). Age Moderates Differences in Performance on the Instrumented Timed Up and Go Test Between People With Dementia and Their Informal Caregivers. *Journal of GeriatricPhysical Therapy*, *44*(3). doi: 10.1519/JPT.0000000000000265

- Wilson, J. M., Thompson, C. K., Miller, L. C., & Heckman, C. J. (2015). Intrinsic excitability of human motoneurons in biceps brachii versus triceps brachii. *Journal of Neurophysiology*, *113*(10), 3692-3699. doi: 10.1152/jn.00960.2014
- Wolf, S. L., Catlin, P. A., Gage, K., Guruchari, K., Robertson, R., & Stephen, K. (1999). Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Physical Therapy*, *79*(12), 1122-1133. <https://doi.org/10.1093/ptj/79.12.1122>
- Wolley, S. M. (2001). Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation*, *7*(4), 1-18. doi: 10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV
- Wrisley, D. M., & Kumar, N. A. (2010). Functional gait assessment: concurrent, discriminative, and predictive validity in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, *90*(5), 761-773. doi: 10.2522/ptj.20090069
- Wu, T., & Hallett, M. (2005). A functional MRI study of automatic movements in patients with Parkinson's disease. *Brain*, *128*, 2250-2259. doi: 10.1093/brain/awh569
- Zebris FDM: Software Manual [online]. 2015. Isny im Allgäu: Textrelease R2 [cit. 2023-03-28]. Dostupné z: https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150709_cos102245man-en_instruction_for_use_software_zebris_fdm_1.12_r2_en_0.pdf
- Zorowitz, R. D., Gillard, P. J., & Brainin, M. (2013). Poststroke spasticity: sequelae and burden on stroke survivors and caregivers. *Neurology*, *80*(3 Suppl 2), 45-52. doi: 10.1212/WNL.0b013e3182764c86

Přílohy

Příloha 1. Schválená žádost Etickou komisí FTK UPOL



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci ...

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 22.10. 2022 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/ Bc. Libor Sameš
spoluřešitelé Bc. Adam Kašpárek

s názvem

Vliv rehabilitace s využitím biofeedbacku na symetrii chůze u hemiparetických pacientů

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **76/2022**

dne: **9. 11. 2022**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2a. Informovaný souhlas pacienta – strana 1

Informovaný souhlas

Výzkumný projekt: Vliv rehabilitace s využitím biofeedbacku na symetrii chůze u hemiparetických pacientů

Období realizace: Říjen 2022 až leden 2024

Řešitelé projektu: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D., Bc. Adam Kašpárek, Bc. Libor Sameš

Vážená paní, vážený pane,

Obracíme se na Vás s žádostí o účast ve výzkumném projektu, jehož cílem je vyhodnotit efekt tréninku chůze s biologickou zpětnou vazbou na rovnováhu a symetrii chůze u pacientů s hemiparézou.

Hlavním cílem je zjištění efektu terapie s biologickou zpětnou vazbou oproti terapii bez této zpětné vazby. Měření a analýza dat bude probíhat za použití přístroje Zebris Rehawalk®.

Vlastní sběr dat bude probíhat v rehabilitačním ústavu Hrabyně u pacientů podstupujících řádný rehabilitační program v tomto zařízení. Pacient musí splňovat kritéria pro zařazení do výzkumu, kterými jsou čas od poškození mozku do 6 měsíců, stupeň klinických obtíží III. a IV. stupně podle Brunnström a indikace lékařem k fyzioterapeutické intervenci.

Tuto intervenci bude vždy provádět kvalifikovaný fyzioterapeut.

Měření bude probíhat po dobu čtyř týdnů. Bude zahájeno vstupním vyšetřením s pomocí přístroje Zebris a standardizovaných klinických testů. Po čtyřech týdnech bude stejným způsobem provedeno výstupní měření. Samotná terapie bude probíhat třikrát týdně po dobu 30 minut.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Příloha 2b. Informovaný souhlas pacienta – strana 2

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Byl/a jsem informován/a o podstatě výzkumu a jeho cílech, metodách a postupech, které budou při výzkumu používány.

Souhlasím s anonymním zpracováním získaných dat za předpokladu respektování pravidel ochrany osobních údajů. Rovněž souhlasím s pořízením videozáznamu, který může být spolu s výsledky zveřejněn pouze v souvislosti s touto výzkumnou činností a bez identifikace mé osoby. Osobní data budou uchována dle platných zákonů ČR.

Jsem informován o možnosti odstoupení od spolupráce na projektu, a to kdykoliv bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden u sebe uchovají řešitelé projektu a druhý obdrží má osoba.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

Telefonní kontakt řešitele projektu:

Jméno, příjmení a podpis účastníka:

Telefonní kontakt účastníka:

V Hrabyni dne: