

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



---

Fakulta  
tělesné kultury

## **VLIV TRÉNINKU CHŮZE S BIOFEEDBACKEM NA POSTURÁLNÍ STABILITU PACIENTŮ S HEMIPARÉZOU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Adam Kašpárek

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

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

Olomouc 2024



## **Bibliografická identifikace**

**Jméno autora:** Bc. Adam Kašpárek

**Název práce:** Vliv tréninku chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu pacientů s hemiparézou

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

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Rok obhajoby:** 2024

### **Abstrakt:**

Poruchy posturální stability jsou častou zdravotní komplikací po cévní mozkové příhodě. Tyto poruchy mohou různou měrou negativně ovlivňovat každodenní fungování a prožívání pacientů. Oblast neurorehabilitace věnuje obnově rovnovážných schopností velkou pozornost, což vede ke vzniku kvalitních vědeckých studií zkoumajících efekt balančního tréninku. Méně sledovaným tématem je však přenos efektu terapie chůze na schopnosti posturální kontroly. Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit efekt tréninku chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu u pacientů s hemiparézou. Terapie byla prováděna na chůzovém trenažeru Zebris, který nabízí zpětnovazebné a cueingové mechanismy podporující motorické učení. Efekt tohoto typu tréninku byl porovnán s efektem tréninku chůze ve volném prostoru bez cílené zpětné vazby.

První evaluační metodou byla analýza stoje na tlakové plošině, kde byly sledovány parametry pohybu CoP a rozložení hmotnosti. Druhou metodou byla klinická testovací baterie MiniBEST, která komplexně hodnotí čtyři oblasti posturální stability. Na základě výsledků výzkumu nebyl zaznamenán významný rozdíl v efektu terapie na posturální stabilitu. Dílčích významných zjištění bylo dosaženo ve vedlejších cílech, které sledovaly korelaci mezi výsledky testovacích metod a změny v rozložení tělesné hmotnosti pomocí tlakové plošiny.

### **Klíčová slova:**

Fyzioterapie, cévní mozková příhoda, neurorehabilitace, biofeedback, posturální stabilita, chůze

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

**Bibliographical identification**

**Author:** Bc. Adam Kašpárek  
**Title:** The influence of gait training with biofeedback on postural stability in hemiparetic patients

**Supervisor:** Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.  
**Department:** Department of Physiotherapy  
**Year:** 2024

**Abstract:**

Postural stability disorders are a common health complication following a stroke. These disorders can negatively impact the daily functioning and well-being of affected patients to varying degrees. The field of neurorehabilitation pays great attention to restoring balance abilities, leading to the emergence of high-quality scientific studies examining the effect of balance training. However, the transfer of the effect of gait therapy to postural control abilities is less frequently studied. The main objective of this thesis is to determine the effect of gait training with biofeedback on postural stability in patients with hemiparesis. The therapy was conducted on a Zebris treadmill, which offers feedback and cueing mechanisms aimed at supporting motor learning. The effect of this type of training was compared with the effect of gait training in an open space without targeted feedback.

The first evaluation method was the analysis of stance on a pressure platform, where parameters of CoP movement and weight distribution were monitored. The second method was the clinical test battery MiniBEST, which comprehensively assesses four areas of postural stability. Based on the research results, no significant difference was observed in the effect of therapy on postural stability. Partial significant findings were achieved in secondary objectives, which examined the correlation between the results of the test methods and changes in body weight distribution using the pressure platform.

**Keywords:**

Physiotherapy, stroke, neurorehabilitation, biofeedback, postural stability, gait

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Marty Šlachtové, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. června 2024

.....

Děkuji své vedoucí Mgr. Martině Šlachtové Ph.D. za profesionální přístup při vedení této diplomové práce. Také děkuji vedení a všem zúčastněným pracovníkům RÚ Hrabyně za možnost realizace výzkumu v prostorách ústavu, za zapůjčení vybavení, a za čas, který práci věnovali. V neposlední řadě děkuji všem mým blízkým za podporu nejen v průběhu studia.

## OBSAH

Obsah .....	7
Seznam zkratk .....	9
1 Úvod .....	10
2 Přehled poznatků .....	11
2.1 Posturální stabilita .....	11
2.1.1 Senzorická složka posturální kontroly .....	11
2.1.2 Řízení posturální kontroly .....	12
2.1.3 Výkonná složka posturální kontroly .....	14
2.1.4 Kognitivní složka posturální kontroly .....	16
2.1.5 Poruchy posturální stability.....	17
2.2 CMP v souvislosti s poruchami rovnováhy .....	18
2.2.1 Asymetrie postury při stoji .....	18
2.2.2 Poruchy senzorické integrace.....	19
2.2.3 Kognitivní a psychologické faktory .....	20
2.2.4 Role změn funkce svalů v posturální kontrole .....	21
2.3 Hodnocení posturálních funkcí klinickými testy .....	22
2.4 Hodnocení posturálních funkcí pomocí tlakové plošiny.....	24
2.5 Rehabilitace posturálních funkcí u pacientů s hemiparézou.....	26
2.6 Využití tréninku chůze s biofeedbackem v neurorehabilitaci.....	28
3 Cíle.....	31
3.1 Hlavní cíl.....	31
3.2 Dílčí cíle.....	31
3.3 Výzkumné hypotézy.....	31
4 Metodika .....	33
4.1 Výzkumný soubor .....	33
4.2 Vyšetřování klidného stoje tlakovou plošinou Zebris.....	34
4.3 Funkční testování posturální stability.....	34
4.4 Terapeutická intervence .....	34
4.5 Metody zpracování dat.....	36
4.6 Statistické zpracování dat.....	36

5	Výsledky.....	38
5.1	Obecná charakteristika výzkumného souboru .....	38
5.2	Základní statistická analýza.....	39
5.3	Výsledky k hypotéze 1.....	41
5.4	Výsledky k hypotéze 2.....	43
5.5	Výsledky k hypotéze 3.....	44
5.6	Výsledky k hypotéze 4.....	45
6	Diskuse.....	49
7	Závěry .....	56
8	Souhrn .....	57
9	Summary.....	59
10	Referenční seznam .....	61
11	Přílohy .....	68



## SEZNAM ZKRATEK

ABC	Activities Based Scale
CAREN	Computer Assisted Rehabilitation Environment
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervová soustava
CoP	Centre of Pressure
CoPpl	Centre of Pressure path length
CPG	Central Pattern Generators
KS	Kontrolní skupina
MiniBEST	Mini Balance Evaluation Systems Test
MLR	Mesencephalic Locomotor Region
MMAS	Modified Asworth Scale
TUG	Timed Up and Go test
vCoP	Průměrná rychlost CoP
VS	Výzkumná skupina

# 1 ÚVOD

Cévní mozková příhoda je jednou z nejčastějších příčin disability a úmrtí ve starším věku a její incidence ve světě je v současné době stále na vzestupu. Předpověď pro Evropskou populaci do roku 2047 (Wafa et al., 2020) předpokládá 17% snížení mortality v souvislosti s CMP, ale zároveň 27% nárůst v prevalenci tohoto onemocnění. Takový vývoj do budoucna předznamenává zvýšené nároky mimo jiné na sektor neurorehabilitace, která je zásadním pilířem následné péče (Goldstein, 2020).

Jednou z nejvýznamnějších klinických komplikací, jaké toto onemocnění přináší, je obraz hemiparézy, která se v různém rozsahu a závažnosti promítá do každodenního fungování většiny zasažených pacientů. Omezená funkce pohybového aparátu dané poloviny těla nevede pouze k sníženým možnostem samotného používání těchto tělních částí, ale vede i k omezení komplexních procesů, jakým je posturální stabilita. S narušením rovnovážných funkcí se podle dostupných dat potýká až 83 % pacientů. U těchto jedinců sledujeme vlivem zhoršené stability zvýšené riziko pádů, strach z pádů a obecně nižší kvalitu života (Li et al., 2019).

Akutní lékařská péče se v léčbě cévních onemocnění mozku stále posouvá a dává tak příležitost zasaženým pacientům čím dál vyšší míry uzdravy. Především dostatečně rychlé zprůchodnění ischemií postižené části řečiště pomáhá udržet potenciál mozkové tkáně k využití mechanismů reparační neuroplasticity, která je v oblasti neurorehabilitace klíčovým prvkem. Ta je v současné době definována jako kombinace spontánního biologického procesu a „*use-dependent*“ procesu zahrnujícího motorické učení a akvizici dovednosti. Je známo, že jedním ze zásadních faktorů pro zmíněné pochody plasticity je čas. Největší změny ve funkčních okruzích nervové soustavy se po prodělání CMP odehrávají v prvních šesti měsících. S postupem času mají reparační pochody tendenci zpomalovat (Kwakkel et al., 2023).

Aktuální rámcové postupy stanovené na základě konsenzu v rámci *European Stroke Organisation* (ESO) (Kwakkel et al., 2023) řadí k široké škále vhodných metod rehabilitace také trénink chůze na chůzových trenažerech. Doporučení platí pro více forem takového tréninku s možností volby tělesného odlehčení (*Bodyweight Support Treadmill Therapy*), robotizovaných komponent nebo virtuálního prostředí nabízejícího zpětnou vazbu. Efektivita a potenciál některých moderních terapeutických systémů však není zatím plně prozkoumána. Obzvláště pak například transfer efektu tréninku specifické dovednosti do jiných oblastí lidského fungování. V kontextu této práce tedy přesněji přenos efektu terapie chůze do oblasti posturální stability. Přesnější vědecká data o nových přístupech v neurorehabilitaci mohou pomoci najít jejich nejvýhodnější místo po boku dobře prověřených konvenčních postupů.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Posturální stabilita

Na začátku této diplomové práce bude představena teorie posturální kontroly lidského těla. Každá ze složek posturálního řízení může být cílem možné patologie vedoucí k poruchám posturální stability, více popsanych v další kapitole.

Zaujetí klidného stoje je jedním ze základních a velmi důležitých posturálních modelů člověka. Jedná se o schopnost udržet projekci těžiště do plochy opěrné báze. Toho je možno dosáhnout za předpokladu regulace vnějších sil potenciálně vychylujících těžiště těla, a také za předpokladu dobrého vědomí o biomechanických důsledcích vlastního volního pohybu. To vše je zajištěno díky somatosenzorické integraci především proprioceptivních, vizuálních a vestibulárních informací. Takové zpracování slouží k nastavení optimálního svalového tonu, který vede k postuře nutné k udržení stabilní pozice v dané situaci. Jedná se o kontinuální a neukončený proces, kdy vzpřímené postavení člověka představuje obrácené kyvadlo, u kterého výslednice reakčních sil neustále osciluje (Ivanenko & Gurfinkel, 2018; Mangalam & Kelty-Stephen, 2021).

#### 2.1.1 Senzorická složka posturální kontroly

Pro udržení rovnováhy v prostoru je nezbytně nutné utvořit obraz okolního prostředí. Taková komplexní představa je formována kombinací aferentních informací především ze tří základních systémů. Ty poskytují neustálou zpětnou vazbu centrálnímu nervovému systému nejen o samotném prostředí, ale hlavně o jeho vztahu k tělu a mění se postuře. Jednotlivé senzorké složky lze také procentuálně rozdělit podle důležitosti pro zachování rovnováhy. Takové rozložení se ale bude vždy měnit podle kontextu dané situace jako je například nestabilní povrch nebo tma (Horak, 2006).

Prvním senzorkým systémem, o kterém je nutné se zmínit v souvislosti s řízením postury, je sběr informací z proprioceptivních a dalších exteroceptivních receptorů. Propriocepce můžeme rozumět signalizaci převážně ze svalů, šlach a vazivových struktur v okolí kloubů, která dává vědět jak o statickém postavení segmentů, tak i o změnách mezi segmenty co do zrychlení i polohy. V kontextu zajišťování postury se společně s hlubokým čítím také někdy zmiňuje čítí povrchové, a to především na dolních končetinách při zisku informace o charakteru povrchu. Výpadky v exteroceptivním vnímání narušují komplexní udržování rovnováhy a kladou větší nároky na ostatní složky (MacKinnon, 2018).

Podstatnou složkou pro zachování stabilní polohy je také integrace vizuálních vjemů. Díky nim získáváme důležitý přehled o statických a dynamických aspektech okolí, a o tom, jak se k tomuto okolí vztahujeme my sami. Oproti zmíněné exterocepci a také signalizaci z vestibulárního aparátu je vizuální systém mnohem více využitý k anticipaci a plánování posturálního chování vzhledem k prostředí. Toho je zajištěno komunikací vizuální korové oblasti s ostatními regiony včetně motorického kortexu. Zpracování a reakce vizuálního systému jsou ve srovnání s dalšími dvěma systémy pomalejší, ale využitelné po delší časový interval (Peterka, 2002; MacKinnon, 2018). Nicméně pro zachování stabilní polohy, zvláště v klidném stoji, není vizuální složka nezbytná. A tak se naše tělo i v naprosté tmě může spolehnout na ostatní signalizaci, která zrak bez problémů zastoupí (Shumway-Cook & Woolacott, 2012).

Třetím z hlavních senzoričtých systémů je vestibulární aparát. Jeho cílem je především signalizovat okamžité změny v orientaci a pohybu hlavy. Integrace takové informace je následně užitečná k zajištění vizuální fixace a stability vnímaného obrazu, a pak také pochopení postavení hlavu vůči zbytku těla, což dále slouží k zaujetí celkově stabilní postury. Toho je dosaženo za pomoci drah vestibulo-okulárního a vestibulo-collického reflexu, díky kterým přichází reakční aktivita velmi rychle. Veškerá tato signalizace je pro celkové stabilní držení těla užitečná jen v kombinaci se somatosenzoričtými aferencemi ze zbytku těla. Bez ní by nebylo možné rozlišit, jestli se například v danou chvíli hlava pohybuje samostatně vůči tělu nebo se již jedná o pohyb celé horní poloviny těla i s účastí hlavy (Shumway-Cook & Woolacott, 2012).

### **2.1.2 Řízení posturální kontroly**

Kritickými oblastmi pro jakýkoliv pohyb lidského těla jsou regiony motorického kortexu, ať už se jedná o primární motorickou kůru, premotorickou oblast, suplementární motorickou oblast nebo také části prefrontálního kortexu. Pohybový plán zde vzniká buď proaktivně na podkladě vnitřní motivace, nebo případně jako reakce na zevní podmínky za účasti signalizace z již popsaných aferentních systémů po integraci v somatosenzoričtých kůře parietálního laloku. Při tvorbě pohybu motorická kůra samozřejmě komunikuje také s ostatními strukturami – bazálními ganglii, cerebellem a s dalšími korovými oblastmi koncového mozku (Shumway-Cook & Woolacott, 2012).

Každá z motorických korových oblastí se svými neurony podílí na vzniku kortikospinálního traktu a jen část z těchto svazků je monosynaptická a vede přímo k míšním motoneuronům. Existence descendentních svazků připojující se na spinální interneurony poukazuje na možnou anticipační modulaci reflexních dějů na spinální úrovni (MacKinnon, 2018).

Vedle motorické kůry je důležitou součástí plánování pohybu i cerebellum. Samotný mozeček získává zvlášť aferentní informace z periferie, aby i na jejich podkladě pomáhal připravovat kvalitnější pohybovou strategii a „čistil“ případné předchozí neúspěšné pokusy s cílem zvládnout pohyb v budoucnu lépe (Shumway-Cook & Woolacott, 2012). Tuto funkci by ale nebylo možné obsáhnout pouze na základě aferentní signalizace, a proto je mozeček bohatě zásoben i ze supraspinálních oblastí. Cerebellum následně vyhodnocené údaje posílá eferentními svazky (Pedunculi) do vestibulárních jader, retikulární formace, colliculi superiores a dráhou přes thalamus také do motorické kůry (MacKinnon, 2018; Purves et al., 2001).

O výběr a třídění sestupných signálů z motorické kůry se starají bazální ganglia. Zároveň usnadňují veškerý pohyb učení a automatizací opakujících se vzorů. Tyto procesy učení jsou výrazně závislé na neurotransmiteru dopaminu, a i jeho prostřednictvím dochází k propojování funkcí motorického, limbického a asociativního okruhu bazálních ganglií, což konsoliduje provedené změny na více úrovních. Případné patologické změny v těchto strukturách se okamžitě projevují na kvalitě i kvantitě pohybu a zásadním způsobem ovlivňují rovnovážné funkce, což můžeme sledovat v podstatě u všech extrapyramidových syndromů. Jak u hyperkinetických, tak u hypokineticých syndromů dochází k narušení stabilního držení z příčin, kterým je dnes ve výzkumu věnována velká pozornost. Svou roli v této souvislosti přímo hraje nerovnováha dopaminergního systému, ale také kognitivní poruchy, problémy pohybového plánování kvůli narušení spojů s ostatními centry, nebo vyloženě degenerace dalších struktur, například mozkového kmene (Takakusaki, 2017).

Právě mozkový kmen je dalším pilířem pro kontrolu postury. Ve spojitosti s ním se mnohdy skloňuje hlavně mezencefalická lokomoční oblast (*Mesencephalic locomotor region*, MLR). Funkční jednotka mozkového kmene, o jejímž ohraničení se stále vedou diskuse, je bohatě propojená s dalšími centry pro motorické řízení a bývá schematicky popisována také jako část okruhů bazálních ganglií při jejich eferentním výstupu. Přesná funkce MLR je sporná jako její ohraničení. Dosavadní výzkumy popisují spíše roli v regulaci svalového napětí a modulaci opakujících se pohybových vzorů než například plánování komplexních jednotlivých pohybů (Takakusaki, 2017).

V úzkém spojení ve smyslu projekcí jednotlivých center mozkového kmene je také úroveň spinální. Mícha je strukturou, kde se nakonec sbíhají descendentní dráhy ze všech ostatních úrovní CNS podílejících se na posturální kontrole. V posledních letech se v souvislosti s míchou hovoří především o centrálních generátorech vzorců (*Central pattern generators*, CPG), jejich funkce se týká do velké míry lokomoce, ale uplatňují se také v regulaci aktivity antagonistických svalových skupin pro zajištění klidové rovnovážné polohy. Toto automatické řízení je zároveň vysoce diferencované díky faktu, že jednotlivé interneuronové sítě mají na starost kontrolu

určitých oblastí trupu a končetin, a tedy se i zde na spinální úrovni může odehrávat množství odlišných pochodů zajišťujících stabilitu ve specifických situacích. To vše je možné za předpokladu přísunu somatosenzorické informace z periferie a také descendentních projekcí ze supraspinálních struktur. Takový feedback je pro CPGs důležitý pro tvorbu kvalitního pohybového vzoru i přes to, že tyto generátory dokážou produkovat takzvanou fiktivní lokomoci při přerušení aference (Ryu & Kuo, 2021).

### **2.1.3 Výkonná složka posturální kontroly**

Z hlediska řízení se na finálním produktu – udržování rovnováhy tedy podílí v různém zastoupení téměř celá CNS. Části frontálního kortexu a zejména motorická kůra zodpovídají za plánování, mozkový kmen a spinální úseky tříbí koordinaci, a při tom celém si části CNS navzájem poskytují zpětnou vazbu. Na podkladě takového plánování a koordinované spolupráce celé CNS a následné konečné generaci vzruchů motoneuronů vzniká výsledný pohybový projev s cílem zachovat stabilní pozici v prostoru (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Pokud se z hlediska udržování rovnováhy budeme bavit o klidném stoji, je důležité nejprve zmínit, že i přes zdánlivé zachování statické pozice se jedná o poměrně dynamický proces charakteristický kontinuálním pohybem těžiště (*Postural sway*). Lidské tělo se v tomto případě chová jako obrácené kyvadlo, jehož pohyb se na základě pohybových strategií snažíme dostat pod kontrolu. V obecné rovině platí, že toho lze dosáhnout momentálně výhodným uspořádáním tělesných segmentů (*alignment*), což při klidném stoji znamená napřímení v dolních končetinách a trupu s průmětem těžiště do plochy opěrné báze. Při pohledu z boku tehdy budeme pozorovat propojení processu mastoideu, acromionu a velkého trochanteru s dopadem této kolmice těsně před zevním kotníkem (Mangalam, Damian, & Kelty-Stephen, 2021; Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Druhým podstatným faktorem pro udržení rovnováhy je svalové napětí. Svou roli hraje už primární tuhost svalové tkáně daná strukturou. Ta je nepřetržitě doplněna o základní hladinu svalového tonu, na kterou pak také nasedají změny v tomto napětí závislé na vnějších vlivech a momentálním směru pohybu těžiště těla. Z hlediska tonu je zásadní napětí takzvaných posturálních svalů, které antigravitačním působením zajišťují požadované napřímení. A i při takto zdánlivě neměnné pozici je pro správné fungování aktuálních agonistů a antagonistů nezbytný neustálý přísun informací z periferie s následným vyhodnocováním celé situace v CNS. (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

V jakých vzorcích napomáhá svalová aktivita k udržení rovnováhy, lze sledovat na popsaných pohybových strategiích. První z nich je kotníková strategie, při které jsou proximální klouby stabilní a vyvažovací pohyby se odehrávají právě v hlezenních kloubech. Tento děj se odehrává především v předozadním směru a pouze tehdy, když nejsou vychylující síly příliš velké a hlezenní kloub má k dispozici dostatečný rozsah pohybu. Pokud okolnosti vyřadí některou z podmínek kotníkové strategie, musí se tělo pokusit o řešení situace jiným způsobem, například strategií kyčelní. Ta je tedy využita hlavně tehdy, když je potřeba rychlého pohybu těžiště ve větší amplitudě, a například i při stožení na nakloněné plošině nebo v úzkém prostoru, kde je pohyb v kotních omezen. Především při *feedback* kontrole, kdy organismus reaguje na vzniklou událost, musí dojít k rychlému výběru té efektivnější ze strategií. V klidném stožení při *feedforward* kontrole, kdy CNS očekává perturbace nebo plánuje volný pohyb, dokáže pohybový aparát nakonec využít služeb dokonce obou strategií zároveň. Při dobré kontrole vyššího počtu stupňů volnosti tak může dojít k opravdu efektivnímu zajištění stability (Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999; Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Pokud by však došlo k takovému narušení rovnováhy, kde by ani jedna ze strategií nebyla účinná, nabízí se ještě možnost úkroku ke změně opěrné báze. Nutno však dodat, že posloupnost strategií není takovým způsobem striktní, jak je zde nastíněno a jejich využití bude v různých situacích u různých jedinců značně individuální. Centrální nervová soustava k jejich využití také přistupuje výrazně plasticky a míru jejich využití bude při opakování daného úkolu modulovat na podkladě zkušenosti ve prospěch té aktuálně nejúčinnější. Všechny tyto proaktivní i reaktivní strategie jsou navíc do velké míry řízené automaticky, přičemž při případném omezení automaticity pohybu může v tomto ohledu přicházet zvýšené riziko pádů (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Massion, Alexandrov, & Frolov, 2004).

Automatické stabilizační reakce neodmyslitelně doplňuje také schopnost anticipace – předvídání nadcházejícího vychýlení těžiště. Díky tomu jsme schopni již předem zaujmout takovou posturu a předpětí svalů, jaké budou potřebné k odolání působící síle. Schopnost předvídat je závislá na předchozích zkušenostech, učení a integraci do vlastních pohybových plánů. Případné narušení anticipačních posturálních strategií se mimo jiné projeví na volném pohybu (Horak, 2006).

#### 2.1.4 Kognitivní složka posturální kontroly

Z hlediska kognitivní složky posturální kontroly je zásadním tématem fenomén zvaný *Dual-task*. Jedná se o situaci, kdy člověk vykonává dvě činnosti vyžadující určitý stupeň pozornosti. V závislosti na náročnosti úkolu dochází mezi výkony v jednotlivých činnostech k různé míře interference, čehož si můžeme všimnout v klinickém projevu napříč celým spektrem neurologických diagnóz. Mechanismy kompetice složek pozornosti jsou popsány dvěma základními teoriemi. První se nazývá kapacitní teorií a říká, že interference mezi úkoly je daná omezenou kapacitou pozornosti jedince a skutečností, že dvě různé činnosti vykonávané ve stejný čas mají svá ohniska pozornosti jinde a zpracování v CNS běžně také probíhá za použití odlišných neuronálních okruhů (Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Wickens, 2021).

Kapacitní teorii podporuje například výzkumná práce autorů Lajoie et al. (1993). Zde bylo zjištěno, že s rostoucí náročností zaujetí dané postury rostou také nároky na kognitivní zpracování. To bylo sledováno za použití jednoduchých reakčních úkolů při různých posturálních situacích. Klidný stoj, ač se zdá být kognitivně nenáročným, ukazuje delší reakční intervaly než například sezení. Nejdelší reakční doba byla naměřena při chůzi. Podle autorů tato skutečnost poukazuje na fakt, že se zvyšujícími se pozornostními nároky na posturální zajištění ubývá kapacity pro možnost co nejrychlejší reakce.

Druhou teorií je takzvaná *Bottleneck theory*. Ta je vystavěna na hypotéze, že finální kódování simultánních aktivit v CNS má sekvenční charakter. Proces tak údajně může vypadat spíše tak, že systém namísto reálně duálního řešení raději prioritizuje jednu operaci, přičemž opožděné řešení té méně důležité ústí v omezený výkon v dané činnosti. Hypotézu podporují některé výzkumy, v nichž se ukázalo, že kvalitu posturálního zajištění, alespoň u zdravých jedinců, zdaleka nelimitují všechny kognitivní procesy. Případná interference ve zpracování dvou aktivit pak závisí na stejnosti pozornostních složek a míry zpracování totožnými okruhy neuronů. Bylo dokázáno, že posturální kontrola vždy vyžaduje určitou míru pozornosti, ale zdaleka ne každý kognitivní proces bude s cestou k udržení rovnováhy interferovat. Při sledování pacientů nejen po CMP provádějících pohybový úkol současně s kognitivní úlohou si však lze většinou všimnout poklesu výkonnosti v obou aktivitách (Kerr et al., 1985; Wickens, 2021).

Při shrnutí poznatků lze konstatovat, že posturální kontrola vyžaduje určitou míru pozornosti u každého jedince. Je jisté, že u mladých a zdravých lidí budeme pozorovat téměř plně automatické udržování rovnováhy s velmi nízkými náklady na pozornost. Míru potřebné kognitivní kapacity pro zajištění stability bude zvyšovat už jen zvyšující se věk, ale zásadních rozdílů při výkonu *dual-task* si můžeme všimnout u mnohých pacientů s postižením centrální nervové soustavy. Tyto rozdíly oproti zdravé populaci mohou být dále umocněny náročností



přidaného úkolu, kdy patologicky snížená kapacita pozornosti nachází svůj strop. Musíme mít na vědomí, že právě takové situace zanesené do běžného života mohou souviset se zvýšeným rizikem pádů. Je tedy více než vhodné klást při tréninku balance důraz také na kognitivní aspekty kontroly pohybu (Teasdale & Simoneau, 2001; Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

### **2.1.5 Poruchy posturální stability**

Jak už bylo naznačeno v předchozích kapitolách, poruchy ve schopnosti zachovat rovnováhu mohou vzniknout při poškození kterékoliv z úrovní posturální kontroly. Porucha v sensorickém systému, řízení i výkonné funkci se v klidném stoji může už na první pohled odrážet v abnormálním vzpřímení osového orgánu a konfiguraci ostatních segmentů. To se do velké míry týká mnohých neurologických diagnóz od Parkinsonovy choroby, přes dětskou mozkovou obrnu až po cévní mozkovou příhodu. Každá z diagnóz je co do posturálních odchylek specifická a také následné ovlivnění posturální kontroly těmito odchylkami je různé (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Velice často se pak může při poruchách rovnováhy posturální abnormalita pojit se zvýšeným pohybem CoP při snaze udržet nehybný stoj. Tyto rozdíly v dříve již zmíněném *Postural sway* jsou sledovány napříč celým spektrem neurologických diagnóz, přičemž se potvrzuje, že právě pacienti se závažnými onemocněními CNS mají oproti zdravým jedincům při měření na tlakové plošině výraznější rozkmit CoP. Tito lidé jsou z hlediska pádů značně ohroženou skupinou a prevence takových potenciálních událostí by v neurorehabilitaci vždy měla mít své místo (Yu, Jung, & Cho, 2012; Quijoux et al., 2020).

Riziko pádů je při poruše některého ze systémů posturální kontroly vždy zvýšené a dále se výrazně mění podle kontextu dané situace. Tyto kontextuální rizikové faktory jsou v dnešní době již poměrně dobře popsány a dává velký smysl soustředit se na ně také v terapii pro adaptaci na daný faktor. Mezi ty typické patří dříve zmíněný *Dual-task*, provádění dvou a více činností v jeden moment. Zdravá osoba má pro takové aktivity vybudovanou dostatečnou kapacitu. Mnozí neurologičtí pacienti ale vykazují vyšší míru pádů při přidání motorické nebo kognitivní činnosti už k jednoduché chůzi. Pokud se zaměříme i na klidný stoj, při druhotném úkolu lze také sledovat větší rozkmit CoP při snaze o udržení nehybné postury (Baek, Yoon, Kim, & Kang, 2021).

## 2.2 CMP v souvislosti s poruchami rovnováhy

Narušená schopnost posturální stability se velkou měrou promítá do běžného života osob po cévní mozkové příhodě nebo traumatickém poranění CNS. U pacientů dochází k narušení kvantity i kvality chůze, snížené soběstačnosti, a především také zvýšenému strachu z pádů a riziku pádů jako takových, které mohou snadno vést k dalším vážným poraněním a ztrátám schopnosti péče o sebe. U pacientů s hemiparézou se s poruchou posturální stability pojí mnohé patologické změny dané cévním onemocněním mozku. Od posturální asymetrie s nestejným zatížením dolních končetin, přes poruchu somatosenzorického zpracovávání, až po kognitivní deficit způsobený poškozením kůry mozku. U těchto stavů je nutné v rehabilitaci dbát na zařazení všech problematických oblastí a věnovat se tréninku balance komplexně (Weerdesteyn et al., 2008; Xie et al., 2022).

### 2.2.1 Asymetrie postury při stoji

Unilaterální hemiparéza, jakožto výsledek poškození centrální nervové soustavy, zapříčiňuje asymetrické držení těla a s ním pojící se nestejně rozložené váhy ve stoji. Zaujetí takové postury je spojováno s výraznějším kolísáním těžiště a obtížnější synchronizaci dolních končetin při řízení trajektorie CoP. Celkově se asymetrie rozložení váhy ještě více zvyrazňuje při *dual-task* aktivitách, což poukazuje na fakt, že zatížení paretické dolní končetiny není u pacientů dobře automatizovaný proces. Obnovení co nejvíce symetrického rozložení je častým fokusem při balanční terapii a v průběhu týdnů většinou dochází k rovnoměrnějšímu zatěžování s pozůstatkem pouze několikaprocentní asymetrie (Kamphuis et al., 2013; Birnbaum et al., 2021).

Systematický přehled autorů Kamphuis et al. (2013) ale řeší otázku, jestli terapeutická intervence s cílem dosažení větší symetrie zatížení skutečně vede také k významnému zlepšení posturální kontroly, anebo jsou v tomto ohledu podstatnější jiné faktory. Jedno ze zajímavých zjištění při vyšetření dynamické posturografie bylo, že čím méně je paretická dolní končetina při stoji zatížena, tím méně je také aktivní při dynamické posturální kontrole (při 40-45% zatížení asi jen 10-20% podíl při posturální kontrole). Přehled dále zahrnul výsledky klinických testů *Berg Balance Scale*, *Functional Reach Test* a taky záznam o počtu pádů v závislosti na klinickém obraze. A ze sledovaných studií v tomto přehledu vyplývá, že asymetrie zatížení jako taková pravděpodobně není jedním z primárních faktorů při omezení posturální stability. Žádné z měření neposkytlo přímou souvislost mezi asymetrickým rozložením váhy a poruchami balance.

Na první pohled sice abnormální změna v držení těla může působit jako příčina horší rovnováhy, skutečný problém ale spočívá hlouběji v řízení a plánování motoriky. U mnohých pacientů může navíc tato asymetrie v držení působit jako účinný kompenzační mechanismus, kdy odlehčení postižené poloviny těla napomáhá dokonce k větší stabilitě. To potvrzují ve výsledcích autoři studie Pereira et al. (2010), kdy vyšší skóre ve *Functional Reach* testu bylo asociováno s větší asymetrií postury. Z dostupných zdrojů nicméně vyplývá, že pro dobré pochopení příčin vedoucích k omezení posturální kontroly nestačí zabývat se pouze jedním aspektem, v případně zmíněných studií asymetrií rozložení váhy.

### **2.2.2 Poruchy senzorycké integrace**

V kapitole popisující senzoryckou složku posturální kontroly byly rozebrány hlavní systémy, které se podílejí na přísunu informací potřebných pro dobrou orientaci a udržení rovnováhy. S poškozením patřičných oblastí mozkové kůry dochází poměrně často k narušenému zpracování těchto důležitých informací. Navíc mozek do jisté míry přichází o schopnost automaticky upřednostňovat jednotlivé vjemy na základě toho, jak jsou v kontextu dané situace důležité pro řešení posturálního problému (v angl. literatuře *Sensory reweighting*) (Awosika et al., 2023).

Asymetrické držení popisované dříve se také určitou měrou promítá do problematiky senzoryckého zpracování, kdy klade toto změněné nestandardní nastavení a s ním spojený pohyb těžiště vyšší nároky na přísun informací z periferie. A nejen to, tok informací je vedle změny postury a poškozením mozkové tkáně omezen také patologickými změnami na periférii, týkajícími se například svalového tonu. V takových případech narůstá důležitost vizuální složky v posturální kontrole. V tomto ohledu mohou být někdy pro pacienty obzvláště nápomocné záchytné vizuální body nebo série bodů, které fungují jako takzvaný vizuální *cueing* při zachování rovnováhy ať už v klidném stoji, nebo i v lokomoci. Pokud je naopak možnost zrakové kontroly snížena, projeví se takové omezení opět na výraznějším kolísání těžiště. Taková změna bude navíc výraznější u pacientů s hemiparézou než u zdravých dospělých jedinců, jak zjistila studie autorů Marigold a Eng (2006). Tato skutečnost poukazuje na vyšší zrakovou dependenci u této skupiny pacientů.

Recentní studie již dříve citovaných autorů Awosika et al. (2023) nabídla komplexní přehled o tom, jak narušení senzorycké integrace ovlivní posturální kontrolu pacientů po CMP, a kterých všech oblastí pohybu se tento problém může dotknout. Posturální stabilita ve stoji zde byla měřena pomocí zařízení Biodex Balance Platform. Měření probíhalo na pevném podkladu a pěnové podložce, v obou případech s i bez zrakové kontroly. Oproti normativním datům byly

ve všech měřeních zvýšené hodnoty pohybu CoP (*Sway velocity index*). U sledovaných pacientů byly také sledovány horší výsledky a míra nedokončení úkolu při snaze zachovat rovnováhu za omezení zrakové kontroly. To ve výsledku poukázalo na vyšší dependenci na zrakové vjemy.

Zmíněná studie se zabývala také rychlostí, symetrií a posturální stabilitou v chůzi. Nebyla zjištěna významná korelace mezi výsledky stability ve stoji a rychlostí chůze. Případné nedokončení některého z testů stoje se ale ukázalo být významným faktorem pro komplikace při chůzi z hlediska rychlosti, symetrie i posturální stability. Autoři také dodávají, že se závažností poruch sensorické integrace a ztráty rovnováhy může do velké míry souviset také lokalizace léze. Mezi zmíněnými pacienty, kteří nebyli schopni absolvovat celé testování stoje se vyskytlo 77 % jedinců se supratentoriální lézí v blízkosti kmene a mozečku.

### **2.2.3 Kognitivní a psychologické faktory**

Deficit v různých aspektech udržování pozornosti je poměrně typickým důsledkem cévních mozkových příhod. Podle dosavadních studií se s těmito poruchami střetává více než polovina pacientů. Prevalence těchto poruch následně působí komplikace téměř ve všech oblastech každodenního fungování od zvládání čistě kognitivních úloh až po motorický projev, kde je určitá míra bdělosti v závislosti na náročnosti úkonu vždy potřebná. Pokud následně dojde k překročení kapacity pozornosti daného jedince, může být právě porucha pozornosti příčinou případného pádu (Verstraeten & Sitskoorn, 2016).

Že mohou být poruchy pozornosti skutečným problémem se snažila více objasnit studie autorů Spaccavento et al., 2018. Na početném vzorku subjektů se zde podařilo zjistit, že u 80 % sledovaných se objevil alespoň jeden typ poruchy pozornosti. A to nejčastěji problémy v dělení pozornosti mezi více úkolů, dále také v selektivní pozornosti nebo při snaze o dlouhodobé udržení pozornosti orientované na jeden úkol. Všechny tyto typy pozornosti se v určitých situacích vztahují také k udržování rovnováhy a je tedy logické, že výkon a riziko pádů jsou v těchto případech negativně ovlivněny. Práce také klade důraz na častý společný výskyt poruch pozornosti s afázií nebo také neglect syndromem. Z dostupné evidence je tedy zřejmé, že poruchy pozornosti mají souvislost se zhoršením posturální stability a jako jednomu z rizikových faktorů by tedy i fyzioterapeut měl věnovat této neuropsychologické složce klinického obrazu při vstupním vyšetření svou pozornost a věnovat se této problematice také během procesu rehabilitace.

Případné pády, jejichž riziko je u populace s anamnézou cévní mozkové příhody obecně zvýšené, mohou také ústít v další strach z opakovaných nehod (v anglické literatuře *Fear of falling*). Do jaké míry pak může tento strach ústít v další zvýšení incidence pádů zjišťovali ve své studii Schinkel-Ivy, Inness a Mansfield (2016). Strach z pádů autoři zaznamenali u 84 z 208 vyšetřovaných pacientů. Skupiny „Se strachem“ a „Beze strachu“ se na základě jednotlivých měření skutečně lišily. V klidném stoji byla anteroposteriorní i mediolaterální amplituda CoP mírně zvýšená u skupiny se zvýšeným strachem z pádů. Co se týká parametrů měřených v chůzi, byla u téže skupiny zvýšená časoprostorová variabilita kroků. Celkový počet kroků byl naopak snížený. Výrazný rozdíl se udál také při testování reaktivního úkroku, kdy skupina sebevědomějších pacientů vykazovala nižší potřebu využít k záchraně ruce (*Grasp reaction*). Po provedení statistické analýzy uvádějí autoři, že tyto rozdíly jsou pravděpodobně vysvětlené zkoumaným strachem z 11 až 29 %. Strach s opětovných pádů se tedy řadí k poruchám pozornosti a dalším psychologickým a behaviorálním změnám jako přispívající faktor zhoršené posturální stability.

#### **2.2.4 Role změn funkce svalů v posturální kontrole**

Jednou z klinicky významných komplikací poškození centrální nervové soustavy je spasticita. Ta se promítá do každodenního fungování pacientů a má potenciál negativně ovlivňovat i schopnost posturální stability. A to skrze snížení rozsahu pohybu kloubů dolních končetin s nárůstem ztuhlosti svalů a fascií, což má souvislost s abnormální aferentní signalizací z postižených regionů a je jedním z faktorů narušujících funkce kyčelní i kotníkové strategie. Jak moc kontextuálně spasticita ovlivňuje balanční dovednost a do jaké míry toto ovlivnění závisí na závažnosti spasticity, se zabývali autoři studie Mahmoudzadeh et al. (2021).

Studie sledovala balanční výkonnost 28 pacientů po cévní mozkové příhodě. Ti byli rozdělení do dvou skupin podle závažnosti spasticity plantárních flexorů na základě Modifikované Ashworthovy škály (MMAS vyšší než 2 a MMAS rovno nebo nižší než 2). Mezi těmito dvěma skupinami nebyl při testování Timed Up and Go Test (TUG) zaznamenán signifikantní rozdíl, a stejně tak ani v dotazníku Activities-Specific Balance Confidence (ABC). Mezi výkonem v testu TUG a skóre dotazníku ABC navíc byla zjištěna významná korelace, což poukazuje na spojení kvality posturální kontroly a výše sebevědomí při aktivitě. Při měření statické rovnováhy na tlakové plošině výrazný rozdíl také zjištěn nebyl.

Jediným zásadním rozdílem mezi dvěma skupinami byla změna propiocepce hlezenního kloubu na základě stupně spasticity. Ta byla měřena pomocí elektrogoniometru a úkolu vrátit se v hlezenním kloubu do polohy dříve pasivně nastavené terapeutem. Zjištěný výsledek by mohl

napovídat, že se toto zhoršení propriocepce promítne do kvality kotníkové strategie, a tím ovlivní celý systém posturální kontroly. Autoři citované studie ale uvádějí, že osoby s omezením kotníkové strategie mohou kompenzovat tento nedostatek pohybem v kyčlích a kolenou. Nicméně Cho a Kim (2021) přichází ve své studii s názorem, že právě narušení kotníkové strategie by mohlo být klíčovým problémem posturální stability u pacientů po CMP. Výsledky byly zjišťovány na základě hodnocení propriocepce hlezenního kloubu a následně klinickým testováním Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Low Extremity assessment a Timed Up and Go Test. Pro analýzu chůze bylo také provedeno měření v systému VICON. Na základě výsledků je ve studii uvedeno, že snížená propriocepce hlezenního kloubu skutečně může být predikčním faktorem snížené posturální kontroly.

Jiná studie, Hernández-Guillén et al. (2021), ale ještě dodává, že vedle změněné propriocepce může za tyto výsledky nést zodpovědnost také míra omezení dorziflexe hlezna a snížení svalové síly v tomto regionu. To, že samotné snížení svalové síly nejen v oblasti hlezna, ale také kolene a kyčle, je významným faktorem ve ztrátě rovnováhy a zvýšení rizika pádů, podporuje také studie pracovníků Khan & Chevidikunnan (2021). Obě studie se shodují na tom, že obnova svalové síly by měla být jedním z pilířů rehabilitace.

### **2.3 Hodnocení posturálních funkcí klinickými testy**

Klinické hodnocení rovnováhy neurologických pacientů je poměrně obsáhlou oblastí, ve které lze zaznamenat neustálou snahu o optimalizaci měřících nástrojů. Vzhledem k tomu, jak podstatou součástí poruchy posturální stability u neurologických onemocnění jsou, dává velký smysl mít k dispozici co nejkvalitnější testy pro zachycení případného rizika pádu. Mezi početným množstvím škál je zlatým standardem hodnocení posturálních funkcí Berg Balance Scale. Aby bylo testování skutečně senzitivní, musí být pacient vystaven většímu množství posturálních situací, které může zažít v průběhu dne. Mezi ně patří také dynamické udržování rovnováhy při chůzi, což ale Bergovo hodnocení rovnováhy nezohledňuje. I tento fakt byl podnětem pro vytvoření hodnotícího systému, který by dokázal obsáhnout ještě více komponent posturální kontroly (Michalčinová et al. 2022; Inoue, 2024).

Takovou komplexní baterii pro testování posturálních funkcí může být Mini-BESTest (Mini-Balance Evaluation Systems Test). Jedná se o zkrácenou formu BESTestu, který byl vytvořen právě v reakci na potenciální nedostatečnost ostatních testů. Jeho zkrácená forma má za cíl snížit časovou i energetickou náročnost testování a zároveň zůstat dostatečně komplexní. Baterie je rozdělena do čtyř oblastí podle mechanismu posturální stability. Sekce proaktivní stability sleduje, jak je pacient schopný vyrovnat se s typy postury, které sám volně zaujímá.

Jde o postavení ze sedu, postavení na špičky a stoj na jedné noze. Naproti tomu při hodnocení reaktivní stability se zaměřujeme na přítomnost kompenzačního kroku při vychýlení těžiště dopředu, dozadu a do stran. Vlastní oblast pak také testuje sensorickou orientaci pacienta, a to při klidném stoji na pevném povrchu, nebo pak při stoji se zavřenýma očima na pěnové podložce a nakloněné rovině. Test uzavírá sledování dynamické rovnováhy při chůzi, kam spadá změna rychlosti při chůzi, chůze s otáčením hlavy, chůze s otočkou na místě, krok přes překážky a také klinicky zavedený Timed Up and Go test s druhotným kognitivním úkolem (Michalčinová et al. 2022; Inoue, 2024).

Zda je toto testování rovnováhy dostatečně validní a reliabilní, zkoumali v roce 2014 ve své studii Chinsongkram et al. Co se týká reliability, inter-rater i intrarater reliabilita byly vyhodnoceny jako výborné s ICC v rozsahu 0,95 až 0,99. Toto měření probíhalo za účasti 12 pacientů, kteří byli postupně měřeni pěti terapeuty. Hodnocení validity se zúčastnilo 70 subjektů, u kterých bylo porovnány výsledky mini-BESTTestu a BESTTestu s výsledky Berg Balance Scale, Postural Assessment Scale for Stroke Patients a Community Balance and Mobility Scale. Tedy standardizovanými testy pro hodnocení rovnovážných schopností. Výsledky jednotlivých měření spolu podle autorů studie velmi silně korelují, kdy korelační koeficient nabývá hodnoty až 0,96. Podle studie autorů Godi et al. (2013) ale není například korelace mezi výsledky Mini-BEST a Berg Balance Scale tak vysoká, jak uvádí předchozí studie. Godi et al. popisují hodnoty korelačního koeficientu při vstupním vyšetření a při follow up měření jako vysoké, a to konkrétně 0,85. Korelace změn při použití obou škál v průběhu rehabilitačního procesu pak klesla na  $r$  o hodnotě 0,58.

Ve zmíněné studii Godi et al. (2013) dále zkoumali schopnost baterie MiniBESTTest zachytit změny, tedy v anglické literatuře *Responsiveness*. V porovnání s Berg Balance Scale se ukázalo, že senzitivita ke změnám je u MiniBESTTest větší a minimální detekovatelná změna se pohybuje okolo 3,5 bodů, zatímco u Bergovy škály je to až 6,5. Pro posouzení průběžného klinického zlepšení pacientů pak bylo zapotřebí změny o 4,6 bodu u MiniBESTTest a sedmi bodů Bergovy stupnice. Autoři nakonec také udávají, že velká výhoda testování pomocí MiniBESTTest je velmi nízký ceiling effect, díky čemuž je možné detekovat změny i u takových pacientů, kteří již doposud prošli výrazným zlepšením rovnovážných funkcí.

Terapeuticky užitečná může být schopnost MiniBESTTestu a BESTTestu rozlišit, ve které oblasti posturální kontroly je pacient nejvíce limitován. Z dosavadních studií vyplývá, že při vyšší míře postižení budou všechny složky zastoupeny více rovnoměrně. S klesající mírou obtíž se objevují větší rozdíly ve skóre napříč oblastmi, přičemž nejnižších hodnot dosahují tito pacienti zpravidla při hodnocení stability v chůzi. Podle individuálních výsledků může tedy terapeut

postupovat při sestavování terapie tak, aby u každého pacienta cílil na specifickou problematickou oblast (Chinsongkram, 2014).

Limitací Mini-BESTestu je potenciální *floor effect*. Úkoly hodnocené touto baterií totiž vyžadují fungování pacienta ve vertikalizované poloze a plnění těchto úkolů je pro klinicky vážněji zasaženou část pacientů mnohdy obtížné nebo dokonce nemožné. V těchto těžších stádiích tak test nedokáže dostatečně dobře zachytit rozdíly mezi jednotlivci a hodnotící terapeut se tak musí poohlédnout po škále více uzpůsobené vážnějším hemiparetickým stavům (Chinsongkram et al., 2016).

Pro hodnocení posturální stability pacientů s těžším klinickým obrazem bychom mohli doporučit například *Trunk Control Test*, který hodnotí převážně mobilitu pacienta na lůžku a jeho schopnost transferu do sedu. Svě zastoupení může najít poměrně komplexní škála *Trunk Impairment Scale*. Ta se zabývá schopností pacienta udržet vzpřímený sed s prováděním druhotných úkolů statického i dynamického rázu. Komplexnější baterií, ale přece možná jednodušší v porovnání s Mini-BESTest, může být dobře známé testování *Berg Balance scale*. To již zahrnuje také transfery do stoje a úkony ve stoji, což klade zvýšené nároky na motorické dovednosti oproti dvěma dříve zmíněným testům. Stále ale platí za zlatý standard v hodnocení posturálních schopností s širokým využitím (Franchignoni, Tesio, Ricupero, & Martino, 1997; Verheyden et al., 2004; Karthikbabu & Verheyden, 2021; Henderson et al., 2022).

## 2.4 Hodnocení posturálních funkcí pomocí tlakové plošiny

Instrumentální metody měření klinického stavu pacientů se v současné době dostávají čím dál více do popředí. Může za to například fakt, že díky přístrojovému měření získáváme často o něco objektivnější vhled do stavu pacienta, a takto naměřená data jsou také většinou dobře interpretovatelná ve věci vědeckého výzkumu (Aryan, Inness, Patterson, Mochizuki, & Mansfield, 2023).

Zabýváme-li se měřením posturální stability, jednou z prvních možností je využití tlakových nebo silových plošin. Tlaková plošina, která je součástí systému Zebris, dovoluje měřit hned několik parametrů vypovídajících o kvalitě posturálního zajištění daného jedince.

Poměrně jednoduše měřitelným i čitelným parametrem je rozložení hmotnosti napříč opěrnou bazí. Sledovat můžeme procentuální rozložení mezi levou a pravou dolní končetinou, a také v rámci jedné dolní končetiny mezi předonožím a zánožím. Už tyto jednoduché hodnoty mohou vypovídat o posturálních strategiích, na které daný jedinec aktuálně spoléhá. Při hemiparetickém postižení můžeme typicky sledovat asymetrii v zatížení levé a pravé dolní končetiny. Míra parézy a spasticity pak také ovlivňuje rozložení váhy v rámci chodidla postižené



dolní končetiny, kdy se tlak zpravidla akcentuje více na předonoží v porovnání s druhou stranou a také s normativními daty. Všechny tyto změny vedoucí k asymetrickému zajištění stoje se s velkou pravděpodobností promítnou také do dalšího sledovaného fenoménu při hodnocení posturální stability. Tím je pohyb CoP, tedy výslednice reakčních sil, jejich fluktuace po daný časový úsek poukazuje na strategii a snahu udržet rovnovážnou vzpřímenou pozici (Chen, Liu P., Xiao, Liu Z., & Wang, 2021).

S pohybem CoP se v rámci vyšetřování na tlakové plošině pojí několik běžně sledovaných konkrétních parametrů. Prvním z nich je průměrná rychlost pohybu CoP (*CoP velocity*). Tato rychlost indikuje efektivitu systému posturální kontroly. Platí, že nižší průměrná rychlost poukazuje na vyšší stupeň kontroly celého systému. Obecně se jedná o nejsenzitivnější ze všech sledovaných parametrů (Chen et al., 2021).

Za druhé je dalším důležitým parametrem dráha, kterou CoP urazí po dobu měření (*CoP path length*). Čím nižších hodnot tento parametr nabývá, tím úspěšnější je měřená osoba ve snaze udržet klidný stoj. Z této dráhy se také vypočítává předchozí parametr popisující rychlost (Chen et al., 2021).

Relativně komplexním parametrem je oblast elipsy CoP (*CoP ellipse area*). Jedná se o eliptický tvar určený trajektorií CoP s ohledem na její anteroposteriorní a mediolaterální směry. Výsledná elipsa má za cíl kvantifikovat 95 % celkové plochy vztahující se k pohybu CoP a jeho trajektorii. Směrem ke klinické relevanci se udává, že čím menší plochu elipsa zaujímá, tím lepší jsou rovnovážné schopnosti jedince (Chen et al., 2021).

Je zřejmé, že tlakové plošiny mohou být při evaluaci posturální stability napříč soubory pacientů poměrně užitečné. Skupina Aryan et al. (2023) se ovšem ve své práci rozhodla skutečně hodnotit reliabilitu takového měření u pacientů po CMP v subakutní fázi. Ve studii bylo využito 30sekundového měření klidného stoje, které proběhlo dvakrát během jednoho dne. Na základě opakovaného testování byla vyhodnocována reliabilita měření jednotlivých parametrů.

Touto studií hodnocené parametry se ve výsledku ukázaly být v intervalu od průměrné až po výbornou. Přičemž nejvyšší shoda mezi měřeními byla u parametrů hodnotících symetrii distribuce váhy, a také při měření průměrné rychlosti pohybu CoP v antero-posteriorním i medio-laterálním směru. O něco hůře vychází reliabilita při měření 95 % Ellipse area, prostoru, který souvisí s pohybem CoP. Tento parametr se setkává s velkou chybou měření, podle autorů zapříčiněnou skutečností, že kontrola pohybu CoP je u pacientů po CMP omezená a při dvou různých měřeních může oblast elipsy vypadat velmi odlišně. Z tohoto hlediska autoři nabádají k obezřetnosti při využívání tohoto parametru pro interpretaci schopností pacienta udržet rovnováhu.

I přes nedostatky některých prvků měření na tlakové plošině uzavírají Aryan et al. studii s tím, že díky ICC obecně vyššímu než 0,8 je 30sekundová evaluace posturální stability u zmíněného vzorku pacientů reliabilní metodou. Limitací tohoto způsobu může však být specifický časový interval, kdy se mohou naměřená data při prodloužení tohoto úseku signifikantně měnit. Dále také není jistotou, že budou takto laboratorně naměřené údaje vždy korelovat se snahou o udržení rovnováhy mimo kontrované prostředí. Externí síly, nestabilní podklad nebo také změny světelných podmínek se budou vždy promítat do aktuálních schopností jedince při posturální kontrole. Autoři nakonec dodávají, že pro objasnění toho, jak moc klinicky relevantní je testování na tlakové plošině, bude zapotřebí dalšího výzkumu.

## **2.5 Rehabilitace posturálních funkcí u pacientů s hemiparézou**

Neurorehabilitace pacientů po iktu nebo kraniocerebrálním traumatu je velice komplexní oblastí, která se na podkladě nových výzkumů neustále vyvíjí. Trendem posledních let se v tomto odvětví stává také aplikace poznatků neurověd a neuropsychologie do procesu rehabilitace, což pomáhá lepšímu pochopení principu fungování metod fyzioterapie a jejich souvislosti s motorickým učením a motivací. Tato cesta následně může vést k efektivnějšímu návratu motorických funkcí a nižší míře spoléhání na patologické kompenzační mechanismy. A do jaké míry se v průběhu rehabilitace podaří motorické schopnosti obnovit, závisí podle současných studií především na optimalizaci procesu neuroplasticity indukované tréninkem. A přesně toho lze v neurorehabilitaci obecně, ale i při specifickém tréninku rovnováhy, dosahovat při inkluzi základních principů pro motorické učení. Takový trénink by měl tedy splňovat dostatečný počet opakování a dobu trvání jak aktivity, tak i odpočinku. Velmi podstatnou součástí je specifická trénovaných dovedností a taky jejich rozmanitost. Samozřejmě nesmí v dlouhodobém horizontu chybět progres z hlediska obtížnosti. Nakonec se také zmiňuje důležitost zpětné vazby, která podněcuje motorické učení a výkon, a může se týkat kteréhokoli sensorického systému (Maier, Ballester, & Vershure, 2019).

Na výše zmíněných základních principech bylo v průběhu let vystavěno mnoho terapeutických technik a konceptů, zaměřených mimo jiné také na trénink posturální stability. Díky dnešní evidenci se v této oblasti rehabilitace můžeme již poměrně dobře zorientovat a sestavit individualizovanou rehabilitační léčbu. Velké shrnutí použitelných přístupů nabízí rozsáhlý přehled Arienti, Lazzarini, Pollock a Negrini (2019), které na základě několika systematických přehledů dochází k závěru, že pro zlepšování rovnovážných schopností je efektivní silový trénink, ale i smíšený trénink cílený na rozvoj síly a kardiopulmonálních schopností. Z přístupů využívajících technologii v procesu rehabilitace se jako účinné jeví

balanční trénink s využitím tlakové plošiny a biofeedbacku, terapie podpořená virtuální realitou, trénink chůze kombinovaný s funkční elektrickou stimulací. Mnohdy ale tyto moderní metody nebývají prokázány jako účinnější než ostatní formy tréninku. Konvenční terapeutické přístupy pro rozvoj balance ve stoji a v sedu byly rovněž shledány prospěšnými. Naopak jóga, aerobní cvičení a cvičení ve vodním prostředí neprokázaly žádný signifikantní efekt.

Aktuálními trendy v rehabilitaci pacientů po CPM se zabývalo také přehled autorů Saraiva, Rosa, Fernandes S. a Fernandes J. (2023). Většina nových přístupů v terapii bývá při výzkumu porovnávána se standardní fyzioterapií, která při obnovování rovnovážných schopností využívá nejčastěji nácviku funkčních dovedností, cviků s dosahováním (*reaching*), různých druhů úroků (*stepping*) a různým způsobům chůze s případnými úkoly. Jedním z přístupů testovaných v poslední době je takzvaná vibrační terapie, při které je pacient po dobu 30 minut posazen nebo postaven na vibrační plošinu a bez dalších úkonů udržuje napřímenou pozici. Tato forma terapie se ukazuje být vhodným doplňkem konvenčního přístupu. Jiná popisovaná studie autorů Cha et al. (2014) popisuje efekt rytmické auditorní stimulace při tréninku chůze. Pacienti zde postoupili intenzivní trénink chůze, při kterém se soustředili na rytmickou stimulaci pomocí zvuku metronomu zasazeného do vybrané hudební skladby. Po první fázi byla stimulace odebrána a pacienti měli dále pokračovat při stejné intenzitě bez auditorní pomoci. Ukázalo se, že takový trénink může vést ke zlepšení balance a výkonu při chůzi.

Přehled autorů Arienti et al. (2019) se dále zabýval také spojením technologie a neurorehabilitace. Jednou z možností byl trénink se zařízením vybaveným deskou s tlakovými čidly umožňujícími měření distribuce váhy. S pomocí tohoto systému byly s pacienty prováděny hlavně *sit-to-stand* cvičení a snaha o zaujetí symetrického stoje. Takový trénink se podle autorů projevil jako efektivní. Dále je v práci zmíněná intervence založená na principu videoher, někdy spojených i s využitím virtuální reality. Většina systému, jako například Nintendo Wii, nabízí celou škálu her využitelných k tréninku nejen rovnováhy, ale i celkové koordinace nebo vytrvalosti. Ve spojení s konvenčními terapeutickými metodami se jedná i zde o efektivní nástroj.

Již zmíněnou virtuální realitou se dále zabývalo ještě systematický přehled autorů Qian, McDonough a Gao (2020). To sledovalo nejen efekt terapeutického přístupu na výkon jedince, ale zjišťovalo také určité psychologické a fyziologické výstupy. Co se týká psychologických aspektů, fyzický trénink v interakci s virtuální realitou měl pozitivní dopad na únavu jedinců, redukci depresivního chování a také na motivaci k tréninku a jeho retenci. U pacientů po CMP takový trénink z rehabilitačního hlediska vedl k lepším schopnostem udržení rovnováhy, ale také se prokázal efektivní při zvyšování flexibility a svalové síly končetin. Autoři na základě svých zjištění řadí aktivity spojené s použitím virtuální reality do skupiny metod, které mohou efektivně pomoci pacientům napříč diagnózami ve fyziologických i psychologických aspektech.

## 2.6 Využití tréninku chůze s biofeedbackem v neurorehabilitaci

Biofeedback neboli biologická zpětná vazba, je pojmem skloňovaným v oblasti fyzioterapie čím dál častěji. Jedná se o proces, při kterém jsou jedinci v podobě externí informace poskytnuta data o jeho motorickém, kognitivním, či jiném výkonu. Přičemž tato zpětná vazba se odehrává v reálném čase, a tedy je možné ovlivňovat prováděný úkon právě na základě tohoto externího podnětu. V praxi si biofeedback můžeme představit ve velmi různorodých podobách, ať už jde o cvičení před zrcadlem nebo provádění úkolu před obrazovkou, která nabízí přehled přístrojově sbíraných dat týkajících se prováděné aktivity. Využití druhé z těchto možností stále více stoupá s integrací technologie do rehabilitačního procesu. S tím také narůstá zájem výzkumníků v oboru o to, jak nejlépe jednotlivé aspekty zpětné vazby využít v terapeutickém procesu pro optimalizaci motorického učení a přenos do každodenního fungování (Spencer, Wolf, & Kesar, 2021).

V neurorehabilitaci je vedle zpětné vazby dalším využitelným principem takzvaný *cueing*. Ten je s *feedbackem* poměrně často zaměňován a pojímán jako totéž. Ve skutečnosti se ale *cueing* liší tím, že se, na rozdíl od zpětné vazby, primárně neodvíjí od dosavadního výkonu daného jedince. Jde totiž nejčastěji o vizuální, taktilní nebo auditorní doprovod, jehož účelem je usnadnění a větší plynulost při provádění aktivity, například chůze. Tento doprovod nemusí mít nutně prvotní základ v datech o prováděné aktivitě trénovaného pacienta. Terapeut může podle svých dosavadních zkušeností vždy zvolit takovou *cueingovou* strategii, jaká bývá obecně užitečná u pacientů podobného klinického nálezu. Bylo zjištěno, že zařazením tréninku chůze s využitím *cueingu* do rehabilitace pacientů po CMP lze efektivně zvýšit například rychlost chůze (Upadhyay & Verma, 2022).

Jestli fyzioterapie za pomoci zpětné vazby a *cueingu* pozitivně ovlivňuje rovnovážné schopnosti pacientů po cévní mozkové příhodě zjišťovala řada studií. Některé výsledky shrnuje Cochrane review autorů Barclay-Goddard et al. (2004). Zde autoři na základě sedmi studií o celkovém počtu 246 pacientů došla k závěru, že audiovizuální zpětná vazba při tréninku rovnováhy nese potenciál pro zlepšení těchto schopností, nicméně není jisté, jestli tak lze dosáhnout stavu samostatné bezpečné mobility. Studie se shodují na tom, že trénink s feedbackem vede k více symetrickému rozložení váhy při stožení. Efekt se ale podle jejich výsledků nepřenáší do denních funkčních aktivit a celkové samostatnosti.

Více recentní přehled autorů Pinhero, Figueiredo, Cerqueira a Santos (2022) shromáždilo výsledky 31 studií o celkovém počtu 660 pacientů. Na základě těchto studií hodnotilo review potenciál transferu tréninku chůze s různými typy zpětné vazby do dalších funkčních pohybových strategií jako je například změna polohy ze sedu do stoje, která je zahrnutá v často

využívaném *Timed up and go test (TUG)*. Některé ze studií sledovaly také efekt terapie na kognitivní funkce pacientů. Výsledky většiny zahrnutých studií hovořily ve prospěch experimentálních skupin vždy alespoň v některém ze sledovaných výstupů, ať už se jednalo o časoprostorové parametry chůze, kontrolu CoP ve stoji, výkon v TUG i mentální výkon měřený odpovídajícími testy.

Se skeptickým postojem vstupují do diskuse autoři studie Park et al. (2021). V této studii bylo na vzorku 36 subjektů zjišťováno, jakým způsobem ovlivní posturální stabilitu trénink chůze s cílem snížení její asymetrie. Původním očekáváním bylo, že snížení asymetrie při chůzi povede k lepším výsledkům ve snaze udržení rovnováhy. Výsledky studie ale vypovídají o přesném opaku. U pacientů, kde došlo k výraznějšímu snížení asymetrie bylo pozorováno zhoršení balance v korelaci s nárůstem hodnoty *Whole-body angular momentum*, neboli výraznějšího dostředivého pohybu celého těla v transverzální rovině. Toto zjištění může částečně potvrzovat vysvětlení přetrvávající asymetrie v lokomoci pacientů jako kompenzačního mechanismu, působícího preventivně vůči případným ztrátám posturální kontroly. Zároveň je ale nezbytné vzít v úvahu, že tato negativní změna může být pouze dočasná, a právě tréninkem indukovaná symetrie chůze může být výhodným základním kamenem následné terapie rovnovážných funkcí.

Konečně přehled autorů Spencer, Wolf a Kesar (2021) vyvíjí také nové představy o tom, kudy by se využití biofeedbacku v tréninku chůze mohlo ubírat v příštích letech. Jako zásadní pro další výzkum vnímají autoři definování jednotlivých proměnných pro individualizaci a přesnější nastavení tréninkových parametrů podle konkrétních potřeb pacientů. Od přesnější individualizace by se následně mohla odvíjet vyšší míra využití takzvaných *wearables*, přenosných zařízení, které by zpětnou vazbu nebo *cueing* poskytovaly nejen při plnění domácí rehabilitačního programu. V tomto kontextu by se mohlo jednat jak o telerehabilitační pomůcku, tak o kompenzační nástroj pro zvládnání obtížnějších úkolů v průběhu dne. Jedním z konkrétních systémů, u kterého již byla prokázána jeho účinnost, je přenosná pomůcka *Walk-even*. Takové zařízení se skládá z několika částí umístěných na obuv, stehna a bedra uživatele. Při narušení symetrie chůze dokáže senzor situaci ihned vyhodnotit a reagovat spuštěním elektrotaktilní a auditorní zpětné vazby (Khoo et al., 2017).

Mezi klasické stacionární systémy využitelné v rehabilitaci chůze můžeme zařadit například *Gait trainer 3* známého výrobce Biodex. Ten nabízí klasický běžící pás obohacený obrazovkou pro vizuální zpětnou vazbu a reproduktory pro auditorní *cueing*. Oproti jiným zařízením nabízí i terapii chůze doplněnou i o hudební doprovod, který má za cíl zvýšit skrze vyšší vyplavování dopaminu motivaci a adherenci k tréninku (Goosses et al., 2020; Kazmierczak et al., 2022).

Mezi moderními systémy využívajícími principy zpětné vazby při tréninku chůze najdeme zařízení CAREN (*Computer Assisted Rehabilitation Environment*) Nizozemské firmy Montek Medical. Základ systému tvoří kruhová platforma vybavená dvěma běžícími pásy instalovanými na tlakové plošině. Hranici platformy určuje polokruhovitě projekční plátno sloužící pro vytvoření virtuálního prostředí, jež má za cíl stimulovat pacienta v průběhu terapie. Zpětná vazba je u tohoto zařízení poskytována s pomocí zmíněných tlakových plošin, ale také dvanácti-kamerového systému, jehož záznam se v reálném čase promítá na pohybovém chování pacientova avatara ve zobrazeném virtuálním prostředí (Sinitski, Lemaire, & Baddour, 2015).

Oproti předchozím alternativám je na českém území využívanější systém RehaWalk® firmy Zebris Medical GmbH, na kterém probíhala terapeutická intervence této diplomové práce. Jedná se opět o běžící pás vybavený deskou s tlakovými senzory. Informace sbírané tlakovými senzory se v reálném čase přenášejí na obrazovku umístěnou před pacientem a jsou upraveny do takové podoby, aby nabízely uchopitelnou zpětnou vazbu. Mimo zpětnou vazbu je možné obrazovku použít také k hraní her založených na interakci s tlakovou plošinou. Pod obrazovkou je navíc umístěn také projektor sloužící k tvorbě vizuálního *cueingu* v podobě obrysu stop. Jejich rozměr, rotace a vzdálenost do šířky a délky je nastavitelná a obecně platí, že se při nastavení přistupuje individuálně za použití naměřených dat jednotlivých pacientů. S dalšími terapeutickými jednotkami pak běžně dochází ke změnám nastavení *cueingu* s cílem optimalizace celého chůzového vzoru. Zařízení je nakonec také vybaveno bradly a závěsným odlehčovacím systémem pro případ, že by pacienti vyžadovali různou míru opory a odlehčení. Jsme takto schopni lidem v závažnějších klinických stavech odlehčit standardně o 50 kilogramů.

## 3 CÍLE

### 3.1 Hlavní cíl

Zjistit, zda trénink chůze s biofeedbackem v systému Zebris vede k výraznější změně parametrů posturální stability ve srovnání s konvenční terapií chůze.

### 3.2 Dílčí cíle

- 1) Zjistit, jaká je korelace mezi výsledky získanými tlakovou plošinou a klinickým testováním MiniBEST.
- 2) Na základě výsledků klinického testování zhodnotit, jak ovlivnil trénink na trenažéru Zebris jednotlivé složky posturální kontroly.
- 3) Zjistit, jestli se efekt tréninku chůze s biofeedbackem projeví na symetrii zatížení v klidném stoji.

### 3.3 Výzkumné hypotézy

- 1) Výzkumná skupina se na základě komplexnějšího tréninku chůze na trenažéru Zebrislepší ve sledovaných parametrech více oproti kontrolní skupině.
  - *Zdůvodnění:* Na základě multisenzorického ovlivnění a využití principů motorického učení (zpětné vazby) lze očekávat rychlejší postup v terapii s lepšími výsledky (Kim & Oh, 2020; Maier, Ballester, & Verschure, 2019).
- 2) Hodnoty vyšetření na tlakové plošině budou ve významné negativní korelaci se skóre dosaženém pacienty při vyšetření MiniBEST v rámci celého výzkumného souboru.
  - *Zdůvodnění:* Obě metody jsou validními nástroji pro hodnocení posturální stability. Některé části baterie MiniBEST navíc sledují i stejnou proaktivní složku posturálního řízení jako vyšetření na tlakové plošině (Chinsongkram et al., 2014; Aryan et al., 2023; Chen et al., 2021).
- 3) Na základě tréninku chůze v systému Zebris dojde k rovnoměrnému zlepšení ve všech hodnocených oblastech MiniBEST.

- *Zdůvodnění:* Existuje vazba mezi schopností opěrného využití paretické dolní končetiny ve stoji a mírou symetrie krokového cyklu při chůzi (Hendrickson, Patterson, Inness, McIlroy, & Mansfield, 2013). Můžeme tak očekávat, že trénink symetrizace chůze se může promítnout při testování MiniBEST jak do stability ve stoji, tak v chůzi.
- 4) Trénink chůze s biofeedbackem pozitivně ovlivní symetrii zatížení dolních končetin při stoji.
- *Zdůvodnění:* Cueingové prvky tréninku chůze s využitím systému Zebris Rehawalk jsou cílené na podporu symetrie krokového vzoru při chůzi. Dá se předpokládat, že naučené pohybové vzorce budou přenositelné z chůze i do stoje (Kaźmierczak et al., 2022).

*Kritéria pro zamítnutí hypotéz:*

Hypotéza 1 bude zamítnuta v případě, že rozdíl ve změně hodnot sledovaných parametrů obou skupin bude vyhodnocen jako statisticky nevýznamný.

Hypotéza 2 bude zamítnuta tehdy, když na základě Spearmanovy korelační analýzy nebudou mezi sledovanými proměnnými shledány žádné významné korelace.

Hypotéza 3 bude zamítnuta, jestliže mezi jednotlivými průměrnými změnami skóre čtyř sledovaných oblastí MiniBEST budou zjištěny významné rozdíly.

Hypotéza 4 bude zamítnuta v případě, že analýza změn v rozložení hmotnosti neodhalí po ukončení terapeutické intervence žádné statisticky významné změny.



## 4 METODIKA

Veškerý průběh měření i terapeutického procesu se uskutečnil v Rehabilitačním ústavu Hrabyně od listopadu 2022 do ledna 2024. Po sestavení metodického plánu byla nejprve podána žádost o schválení studie Etické komisi Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého. Žádost byla následně schválena (příloha 1). Podobným procesem schvalování prošla metodika studie také na pracovišti v Hrabyni.

Všem pacientům vybraným do studie byl představen plán studie a všechny další potřebné informace. Sděleno bylo také právo na odstoupení ze studie, a to kdykoliv a bez udání důvodu. Tyto informace byly v psané formě součástí informovaného souhlasu, který každý z pacientů před začátkem měření podepsal (Příloha 2). Tím také souhlasil s následným anonymním zpracováním naměřených dat.

### 4.1 Výzkumný soubor

Studie v průběhu měření celkově obsáhla 24 probandů, kteří splňovali veškerá vstupní kritéria. Tito lidé byli rozděleni do dvou skupin. Výzkumnou skupinu tvořilo 19 pacientů, kteří podstoupila čtyřtýdenní trénink chůze na treadmillu Zebris. Pět pacientů bylo skupinou kontrolní, a tedy jim byla přidělena pouze klasická ambulantní terapie. Obě skupiny současně podstupovaly ostatní rehabilitační procedury o totožné časové dotaci podle standardního programu Rehabilitačního ústavu Hrabyně. Rozdělení do skupin zajistil lékař spolu s předpisem celého rehabilitačního plánu.

Soubor subjektů obsahoval pacienty s hemiparetickou symptomatikou po prodělání cévní mozkové příhody. Jedním z primárních inkluzních kritérií byla doba od vzniku poškození maximálně šest měsíců. Vzhledem k evaluačním metodám bylo dále nezbytné, aby byl pacient schopen samostatné chůze ať už s kompenzační pomůckou nebo bez opory. Pro další zvýšení homogenity vzorku byli do studie zařazeni pacienti, kteří se na škále dle Brunnstrom pohybovali na stupních alespoň III až IV. Pacienti s výrazným kognitivním deficitem zabraňujícím pochopení procesu nebyli do studie vybráni. Dalšími exkluzivními kritérii byly přidružené neurologické diagnózy, jiná závažná onemocnění a akutní traumata v oblasti končetin.

## 4.2 Vyšetřování klidného stoje tlakovou plošinou Zebris

Celý proces měření a následné terapeutické intervence byl vždy zahájen vyšetřením na statickém chodníku Zebris FDM Rehawalk®, disponujícím tlakovými senzory. Každému pacientovi byl nejprve vysvětlen průběh měření, které bylo následně realizováno za přítomnosti dvou terapeutů, z nichž jeden řídil chod měření pomocí počítačového softwaru, a druhý komunikoval s pacientem a zajišťoval bezpečný průběh testování.

Vyšetření stoje pokaždé předcházela kalibrace měřicí desky. Následně byl pacient vyzván na desku k zaujetí klidného a nehybného stoje po dobu 30 sekund, a to bez využití obuvi a také jakékoliv kompenzační pomůcky. Každý pacient byl instruován k zaujetí stoje v konkrétním směru a pokud možno se symetrickým postavením nohou na šířku pánve. O zahájení i ukončení časového intervalu měření byl pacient vždy přesně informován terapeutem obsluhujícím počítačový program.

## 4.3 Funkční testování posturální stability

Po úspěšném ukončení analýzy stoje na tlakové desce následovalo vyšetřování rovnovážných funkcí za použití testovací baterie Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest).

Testování probíhalo pokaždé podle standardizovaného protokolu navrženého autory (Příloha blabla). Pracovníci rehabilitačního ústavu tuto testovací baterii běžně využívají, a tedy bylo možné bez komplikací najít vhodný prostor a vybavení pro optimální zvládnutí vyšetření.

Oproti testování na tlakové plošině byl každý z pacientů při tomto vyšetření obutý do vlastní vyhovující obuvi. Části „Proaktivní stabilita“, „Reaktivní stabilita“ a „Senzorická orientace“, které nevyžadují od pacienta chůzi, byly prováděny vždy bez využití kompenzační pomůcky. Část „Dynamická kontrola při chůzi“ mohla být pacientem absolvována s využitím vyhovující kompenzační pomůcky, což bylo podle pravidel autorů testu hodnoceno bodovou srážkou.

## 4.4 Terapeutická intervence

Vstupní a výstupní vyšetření od sebe dělilo čtyřtýdenní intervenční období, během kterého se každému z pacientů dostávalo individuální ambulantní fyzioterapie, a to pětkrát týdně po dobu 30 minut. Typická terapeutická jednotka zahrnovala prolongovaný strečink pro redukci spasticity, využití metody PNF s cílem optimální mezisvalové koordinace v otevřených řetězcích, dále prvky Bobath konceptu cílící na mobilitu v horizontále i vertikále a facilitaci opor,

a v neposlední řadě také balanční trénink ve stoje s využitím stimulačních podložek, stepperu a dalších vhodných pomůcek. Zároveň všichni také docházeli na další léčebné procedury, jako je individuální ergoterapie, fyzikální terapie nebo skupinová cvičení, přičemž rehabilitační ústav organizuje rozvrhy pacientů podle jednotné časové dotace. Do léčebného programu výzkumné skupiny byl zařazen trénink chůze na treadmillu Zebris FDM-T Rehawalk®, při kterém bylo využito možnosti vizuálního cueingu a okamžité zpětné vazby, jaké přístroj nabízí. Tato terapie trvala vždy 30 minut a pacienti ji absolvovali třikrát do týdne.

Samotný trénink chůze na páse Zebris probíhal pod dohledem terapeutů vyškolených k poskytování takové formy terapie. Díky adekvátní erudici jsou tak pracovníci schopni nastavit v systému vhodný program terapie individualizovaný potřebám daného pacienta.

Postup při zprostředkování každé jednotlivé terapie zahrnoval nejprve kalibraci celého systému s následným vyzváním pacienta k zaujetí pozice na běžícím páse. Každý z pacientů měl při tréninku chůze možnost využít k přidržování postranní bradla. Další potenciální možnosti, závěsného odlehčovacího systému, nebylo v žádné z terapií potřeba, jelikož pacienti byli předem vybíráni pro schopnost samostatné chůze. Předem edukovaný pacient se nejprve na začátku terapeutické jednotky rozešel postupně od nízké rychlosti chůze až k rychlosti odpovídající individuálnímu komfortu. Již během této doby je systém schopný detekovat opakující se asymetrii v chůzovém cyklu daného jedince. Na základě těchto dat, vlastního pozorování a komunikace s pacientem pak vždy terapeut upravil optimální tréninkovou rychlost chůze a také zadal parametry pro vhodný vizuální cueing.

Vizuálním cueingem je v tomto ohledu myšleno promítání kontur stop z projektoru přímo na běžící pás. Zde bylo úkolem pacienta uzpůsobit svou chůzi tak, aby každý krok dopadal na projektorem označenou plochu.

Zpětnovazebnou složku představovala při tréninku především obrazovka o velikosti 160x100 cm umístěná dva metry před jdoucím pacientem. Na ni se v reálném čase přenášela data reflektující pacientovo snažení o symetrizaci chůzového cyklu. Konkrétně tak mohl každý trénovaný sledovat i na obrazovce svou úspěšnost při trefování cílové plochy, ale sledovat bylo vždy možné také míru zatížení a rozložení sil každého došlapu.

V průběhu terapie byly dodržovány všechny bezpečnostní standardy. Pacienti byli vždy upozorněni na možnost přidržení se bradel. Trénink probíhal v pevné sportovní obuvi. Zpětnou vazbu o pozici na páse poskytovala pacientovi mezi bradly napnutá guma v dostatečné vzdálenosti od konce pásu. Pro možnost náhlé komplikace bylo pokaždé v dosahu terapeuta tlačítko zastavující běh zařízení.

## 4.5 Metody zpracování dat

První část naměřených dat vycházela ze vstupních a výstupních měření klidného stoje na tlakové plošině systému Zebris. Počítačový software společnosti umožnil pro každé jednotlivé vyšetření generovat zprávu o měření, která byla uložena ve formátu pdf a následně zaznamenána do tabulky v aplikaci Microsoft Office Excel. Společně s těmito daty byla také shromážděna druhá část, a to data naměřena během klinického testování za pomoci vyšetřovací baterie MiniBEST.

Z dat sesbíraných při měření na tlakové plošině byly do statistického zpracování zahrnuty parametry o pohybu CoP (průměrná rychlost, trajektorie a eliptická plocha CoP), rozložení váhy mezi levou a pravou dolní končetinou v klidném stoji, rozložení váhy mezi předonožím a zánožím jedné dolní končetiny. Statistickému hodnocení podléhala také data z klinického testování, přičemž dosažené skóre pacientů bylo pro statistické zpracování rozděleno do čtyř výsledných hodnot odpovídajících testovaným oblastem posturální kontroly, kterými jsou jmenovitě proaktivní stabilita, reaktivní stabilita, senzorická orientace a dynamická kontrola při chůzi. Ta byla s výsledky systému Zebris následně korelována v kontextu změn proběhlých během čtyřtýdenní intervence. Takto byla srovnávána měření u jednotlivců a také mezi výzkumnou a kontrolní skupinou.

## 4.6 Statistické zpracování dat

Na začátku statistické analýzy byla provedena deskriptivní statistika datového souboru zvláště pro výzkumnou a kontrolní skupinu, a také zvláště pro vstupní a výstupní data. Pro všechny sledované proměnné z hodnocení na tlakové plošině i vyšetření MiniBEST byly stanoveny průměrné hodnoty, mediány, směrodatné odchylky, minima a maxima.

Následně byly provedeny testy normality při použití Shapiro-Wilk test. Tyto testy byly použity u všech částí datového souboru s cílem zjistit, jaké je rozložení hodnot v rámci souboru a jaké další statistické testy budou pro práci se sledovanými daty vhodné.

Prvním krokem v procesu srovnávání výzkumné a kontrolní skupiny byl výpočet změny mezi vstupními a výstupními hodnotami každé proměnné. Toho bylo dosaženo s ohledem na charakter změn, kdy při vyšetření na tlakové plošině přichází očekávané zlepšení s klesajícími měřenými hodnotami, a při testování pomocí MiniBEST naopak lepší výkon značí vyšší dosažené skóre. Pro vyhodnocení rozdílů změn mezi výzkumnou a kontrolní skupinou byl použit neparametrický Mann-Whitney U test, který byl vybrán na základě výsledku testů normality, které prokázaly, že některé proměnné nejsou normálně rozloženy. Na základě hodnoty U

stanovené tímto testem byla vypočítána p-hodnota ukazující statistickou významnost rozdílu mezi změnami měřených skupin. K tomu bylo využito standardní hodnoty alfa 0,05.

V souvislosti s vedlejšími cíli diplomové práce byla dále provedena Spearmanova korelační analýza k určení vztahu mezi měřeními na tlakové plošině a vyšetřeními pomocí MiniBEST. Mezi sebou byly korelovány řady hodnot získané vyšetřeními tak, aby byly zjištěny korelační koeficienty vzájemně mezi všemi parametry testování na tlakové plošině a MiniBEST.

Pro ověření třetí hypotézy bylo zapotřebí opět statisticky ověřit rozdíl mezi výsledky jednotlivých parametrů. K tomuto účelu byl zde využit párový Wilcoxonův test. S jeho pomocí byly vzájemně porovnány výsledky všech čtyř parametrů vyšetření MiniBEST.

Samostatně pak byla analyzována data k výzkumné hypotéze číslo 4, kde bylo nutné rozdělit data pacientů podle lokalizace patologie. Zde byly analyzovány výsledky naměřené tlakovou plošinou, vypovídající o poměrovém zatížení končetin ve stoji. Tyto hodnoty byly nejprve podrobeny základní deskriptivní statistice a následně byly rozdíly mezi vstupním a výstupním měřením zkoumán pomocí párového t-testu.

Všechny postupy statistické analýzy byly provedeny za použití software Python. Přesněji byly použity knihovny NumPy, Pandas a SciPy určené pro manipulaci s vědeckými daty. Tyto knihovny společně s Jupyter Notebook byly také částečně využity pro vizualizaci statistických výpočtů. Tabulky a grafy využitě v diplomové práci byly finálně generovány pomocí nástrojů Excelu.

## 5 VÝSLEDKY

Statistická analýza výsledných dat měření na tlakové plošině a vyšetření MiniBEST se skládala z deskriptivní statistiky, testů normality, inferenční statistiky s využitím Mann-Whitney U test pro porovnání výzkumné a kontrolní skupiny, a následně také korelační analýzy zahrnující obě hodnotící metody – MiniBEST a tlakovou plošinu. Tyto nástroje byly využity pro dosažení odpovědi na prioritní výzkumné otázky a to, jestli trénink chůze s biofeedbackem zlepšil posturální stabilitu hemiparetických pacientů oproti klasické chůzi, a také jestli vyšetřovací metody využití v této práci svými výsledky korelují.

V konečné části statistické analýzy byla výzkumná skupina, pro dosažení odpovědi k hypotéze zaměřené na symetrii stoje, rozdělena na dvě podskupiny podle stranové lokalizace léze v CNS. A to z důvodu, že výsledky měření jsou stranou léze významně ovlivněny. Výsledky obou skupin tak nemohou být vyhodnocovány dohromady pro jejich výraznou heterogenitu.

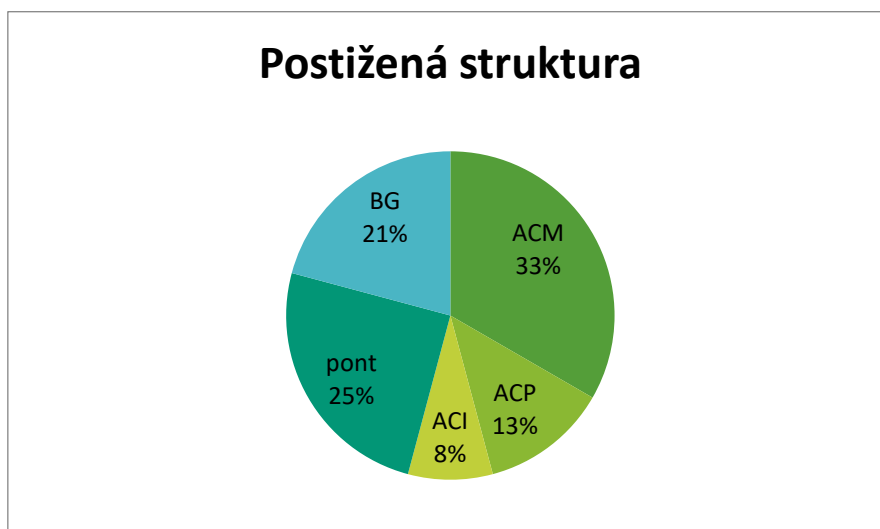
### 5.1 Obecná charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumu se zapojilo 24 jedinců podstupujících rehabilitační program v rehabilitačním ústavu Hrabyně. Z hlediska pohlaví zde majoritu tvořili muži ( $n = 21$ ), méně bylo žen ( $n = 3$ ). Průměrný věk ve výzkumném souboru byl 64 let a střední hodnota byla 67 let. Nejmladšímu účastníkovi studie bylo 35 let, nejstaršímu pak 78.

Původním inkluzivním kritériem byl obraz hemiparézy, přičemž etiologie vzniku tohoto klinického stavu byla méně podstatným kritériem. Nakonec ale všechny do studie zahrnuté pacienty spojoval vznik hemiparézy na podkladě prodělané cévní mozkové příhody, a to ve 22 případech ischemické příčiny a ve zbylých dvou hemoragické CMP. Stranové rozdělení patologie bylo téměř rovnoměrné se 13 levostrannými a 11 pravostrannými příhodami. Dělení podle přesné lokalizace vzniku CMP bylo v tomto souboru poměrně diverzifikované, kdy v osmi případech byla zasažena arteria cerebri media, v šesti případech oblast pons varoli, v pěti oblast bazálních ganglií, tři případy arteria cerebri posterior, a nejméně častou oblastí patologie byla ve dvou případech arteria carotis interna.

**Obrázek 1**

Rozložení zasažení oblastí mozku napříč výzkumným souborem.



## 5.2 Základní statistická analýza

Na základě shromážděných dat byla provedena deskriptivní statistika a testy normálního rozložení dat. Pro každou proměnnou byl u vstupních i výstupních hodnot vyšetření na tlakové plošině a MiniBEST určen aritmetický průměr, medián, standardní odchylka, minimum a maximum.

**Tabulka 1**

Deskriptivní statistika vyšetření výzkumné skupiny.

Vstupní data						Výstupní data				
Parametr	Průměr	Medián	SD	Min	Max	Průměr	Medián	SD	Min	Max
vCoP	17,74	15	10,65	3	46	14,63	12	8,74	6	44
CoPpl	532,53	443	333,71	81	1395	444,79	372	278,2	182	1326
Elipse	781,21	472	952,55	74	4155	412,74	289	406,12	111	1912
Score1	3	3	1,33	1	5	3,74	4	1,1	2	5
Score2	2,53	2	1,84	0	5	4,37	5	1,97	0	6
Score3	4,05	4	1,44	1	6	4,84	6	1,27	1	6
Score4	5,47	5	2,39	0	9	7,42	8	1,83	3	10

vCoP – Průměrná rychlost pohybu CoP (mm/s)

CoPpl – Délka dráhy CoP (mm)

Elipse – Eliptická area obsahující 95 % pohybu CoP (mm<sup>2</sup>)

Score1 až Score4 – Jednotlivé oblasti MiniBEST s vlastním bodovým ohodnocením

## Tabulka 2

Deskriptivní statistika vyšetření kontrolní skupiny.

Vstupní data						Výstupní data				
Parametr	Průměr	Medián	SD	Min	Max	Průměr	Medián	SD	Min	Max
<i>vCoP</i>	27,2	25	14,64	13	51	33,8	21	27,97	9	65
<i>CoPpl</i>	771	690	432,53	386	1516	1009	643	813,22	268	1937
<i>Elipse</i>	1054	607	1112,3	302	3050	1331,8	607	1284,2	212	3251
<i>Score1</i>	2,2	2	1,48	0	4	3,2	3	1,48	1	5
<i>Score2</i>	3,2	3	2,28	1	6	3,2	4	1,64	1	5
<i>Score3</i>	3,8	4	0,45	3	4	3,8	4	0,45	3	4
<i>Score4</i>	4,4	6	2,61	0	6	6,6	6	1,34	6	9

Pro zjištění, zda je rozložení hodnot v datovém souboru normální byl využitý Shapiro-Wilk test. Ten prokázal, že některá data nejsou normálně rozložená. Na základě těchto výsledků se pokračovalo v další analýze s využitím patřičných statistických testů.



### 5.3 Výsledky k hypotéze 1

**Hypotéza 1:** Výzkumná skupina se na základě komplexnějšího tréninku chůze s biofeedbackem zlepší ve sledovaných parametrech více oproti kontrolní skupině.

Pacienti spadající do výzkumné skupiny podstupovali v průběhu svého pobytu v rehabilitačním zařízení Hrabyně trénink na treadmillu Zebris Rehawalk dvakrát až třikrát týdně, přičemž jeden trénink vždy trval 30 minut. Na základě této tréninkové dávky jsme postavili hypotézu, že tato výzkumná skupina se v parametrech hodnocení posturální stability oproti kontrolní skupině zlepší. K vyhodnocení této hypotézy byla použita vstupní a výstupní data tří parametrů měření na tlakové plošině a skóre všech čtyř oblastí vyšetření MiniBEST.

Výpočet změn mezi vstupním a výstupním vyšetřením ukázal, že průměrná změna hodnot pro jednotlivé proměnné byla mezi pacienty výzkumné skupiny pozitivní. Tedy se snížily hodnoty měřené na tlakové plošině, a naopak rostlo skóre dosažené při vyšetřování MiniBEST. Všechny tyto změny byly statisticky významné, jak potvrdil Wilcoxonův test.

Na první pohled rozdílné výsledky se objevily u pacientů kontrolní skupiny, jejichž průměrná změna při testování na tlakové plošině indikovala dokonce zhoršení stavu. Tento výsledek byl ale zapříčiněn vyšší negativní změnou jednoho ze subjektů. Náhled mediánu změny v této skupině napovídá, že i v této skupině došlo k pozitivním změnám ve zmíněném měření. Horších výsledků kontrolní skupina dosáhla v průměru také ve druhé části měření, kdy ve druhé a třetí části MiniBESTu nedostáhli jednotlivci žádné změny. Oproti výzkumné skupině neoznačil Wilcoxonův test žádné z těchto změn jako statisticky významné.

#### Tabulka 3

*Aritmetický průměr a medián změn mezi vstupním a výstupním vyšetřením obou skupin.*

<i>Průměrná změna</i>			<i>Medián změny</i>		
<i>Parametr</i>	<i>VS</i>	<i>KS</i>	<i>Parametr</i>	<i>VS</i>	<i>KS</i>
vCoP	3,11	-6,6	vCoP	2	4
CoPpl	87,74	-238	CoPpl	69	75
Elipse	368,47	-277,8	Elipse	135	90
Score1	0,74	1	Score1	1	1
Score2	1,84	0	Score2	2	0
Score3	0,79	0	Score3	1	0
Score4	1,95	2,2	Score4	2	2

*VS – Výzkumná skupina    KS – Kontrolní skupina*

*vCoP – průměrná rychlost CoP    CoPpl – dráha opsaná CoP*

*Elipse – Eliptická area obsahující 95 % pohybu CoP*

Z těchto výsledků vyplývá určité zlepšení výzkumné skupiny oproti kontrolní. Za účelem stanovení významnosti tohoto zlepšení byl využitý Mann-Whitney U test. Výsledky tohoto statistického testu vyvracejí významnost zlepšení výzkumné skupiny oproti kontrolní.

#### **Tabulka 4**

*Výsledky Mann-Whitney U test a odpovídající p-hodnoty určující statistickou významnost rozdílů ve výsledcích výzkumné a kontrolní skupiny*

<i>Parametr</i>	<i>U value</i>	<i>p-value</i>
vCoP	52	0,776
CoPpl	57	0,534
Elipse	66	0,208
Score1	37,5	0,446
Score2	72,5	0,075
Score3	70	0,104
Score4	49	0,942

## 5.4 Výsledky k hypotéze 2

**Hypotéza 2:** Hodnoty vyšetření na tlakové plošině budou ve významné negativní korelaci se skóre dosaženém pacienty při vyšetření MiniBEST v rámci celého výzkumného souboru.

Ke zodpovězení této hypotézy byla provedena Spearmanova korelační analýza, do níž byl zahrnut celý výzkumný soubor najednou, bez dělení na skupiny. Hlavním předmětem této statistické operace bylo určit korelační koeficient vzájemně mezi všemi parametry tlakové plošiny a MiniBESTu. Primární cílem zde tedy bylo zhodnotit, jestli se tlaková plošina a MiniBEST shodují v měření potenciálního zlepšení posturálních schopností.

Z provedené korelační analýzy vyplynulo, že v zachycení změny mají mezi sebou sledované vyšetřovací metody až na výjimky významné negativní korelace. Především rychlost pohybu CoP a dráha CoP mají s výsledky MiniBESTu tyto korelace. Parametr eliptické plochy tvořené pohybem CoP vykázal oproti dvěma předchozím slabší hodnoty, pravděpodobně kvůli některým výrazným výkyvům v měření této proměnné.

### Tabulka 5

*Výsledné korelační koeficienty Spearmanovy analýzy provedené pro celý výzkumný soubor.*

Parametry	Score1	Score2	Score3	Score4
<i>vCoP</i>	-0,63	-0,584	-0,654	-0,632
<i>CoPpl</i>	-0,629	-0,574	-0,647	-0,633
<i>Elipse</i>	-0,35	-0,461	-0,622	-0,602

*vCoP – Průměrná rychlost pohybu CoP (mm/s)*

*CoPpl – Délka dráhy CoP (mm)*

*Elipse – Eliptická area obsahující 95 % pohybu CoP (mm<sup>2</sup>)*

*Score1 až Score4 – Jednotlivé oblasti MiniBEST s vlastním bodovým ohodnocením*

## 5.5 Výsledky k hypotéze 3

**Hypotéza 3:** Na základě tréninku se systémem Zebris dojde k rovnoměrnému zlepšení ve všech hodnocených oblastech MiniBEST.

Jak už bylo zmíněno při popisu změn v dřívější kapitole, výzkumná skupina zaznamenala významné zlepšení ve všech aspektech vyšetření MiniBEST. Pro ověření, jestli bylo toto zlepšení rovnoměrně rozloženo mezi jednotlivými aspekty, byl použit párový Wilcoxonův test, který mezi sebou srovnal výsledky jednotlivých proměnných baterie MiniBEST.

Ze statistické analýzy ke třetí hypotéze vyplývá, že mezi výsledky byly nalezeny významné odlišnosti a zlepšení po čtyřtýdenní intervenci bylo v jednotlivých úrovních posturální kontroly nerovnoměrné. V oblastech reaktivní stability a dynamické kontroly při chůzi se pacienti výzkumné skupiny zlepšili v průměru o 1,84, respektive 1,95 bodu. V kategorii hodnotící proaktivní stabilitu oproti tomu zaznamenali zlepšení pouze o 0,74 bodu a v oblasti senzoričké orientace pak 0,79 bodu. V obou případech byl tak rozdíl více než dvojnásobný.

### Tabulka 6

*Párový Wilcoxonův test pro statistickou významnost změn mezi jednotlivými parametry u výzkumné skupiny.*

Porovnání	Statistika	p-value
Score1 x Score2	14	0,015
Score1 x Score3	43,5	0,886
Score1 x Score4	17,5	0,027
Score2 x Score3	14	0,015
Score2 x Score4	56,5	0,839
Score3 x Score4	17	0,013

*Score1 – Proaktivní stabilita*

*Score2 – Reaktivní stabilita*

*Score3 – Senzorická orientace*

*Score4 – Dynamická kontrola při chůzi*

## 5.6 Výsledky k hypotéze 4

**Hypotéza 4:** Trénink chůze s biofeedbackem pozitivně ovlivní symetrii zatížení dolních končetin při stoji.

Očekávalo se, že trénink chůze, který byl cílený na úpravu symetrie při chůzi, ovlivní symetrii postury například také v samotném stoji. Zde byla z hlediska měření na tlakové plošině věnována pozornost jak rozložení hmotnosti mezi levou a pravou dolní končetinou, tak mezi předonožím a zánožím jednotlivých chodidel. Pro tuto část statistické analýzy byla využita data pouze výzkumné skupiny, a navíc rozdělena do dvou datových souborů podle strany léze.

Nejprve byla provedena analýza dat popisujících rozložení mezi končetinami, kde byla objektem sledování především úprava zatížení na základě terapeutické intervence směrem k optimálnímu rozložení 50:50. Ze základní statistické analýzy lze vyzorovat, že v obou skupinách převažuje tendence odlehčování paretické dolní končetiny. I přesto se ale vyskytli v obou skupinách jednotlivci, kteří dokázali s poměrně výraznou asymetrií naopak paretickou končetinu více zatížit. Výsledky ukazují, že od vstupního vyšetření k výstupnímu má poměr zatížení tendenci k pozitivní změně směrem k symetrickému zatížení. Výsledek párového t-testu tuto změnu ale nehodnotí jako statisticky významnou.

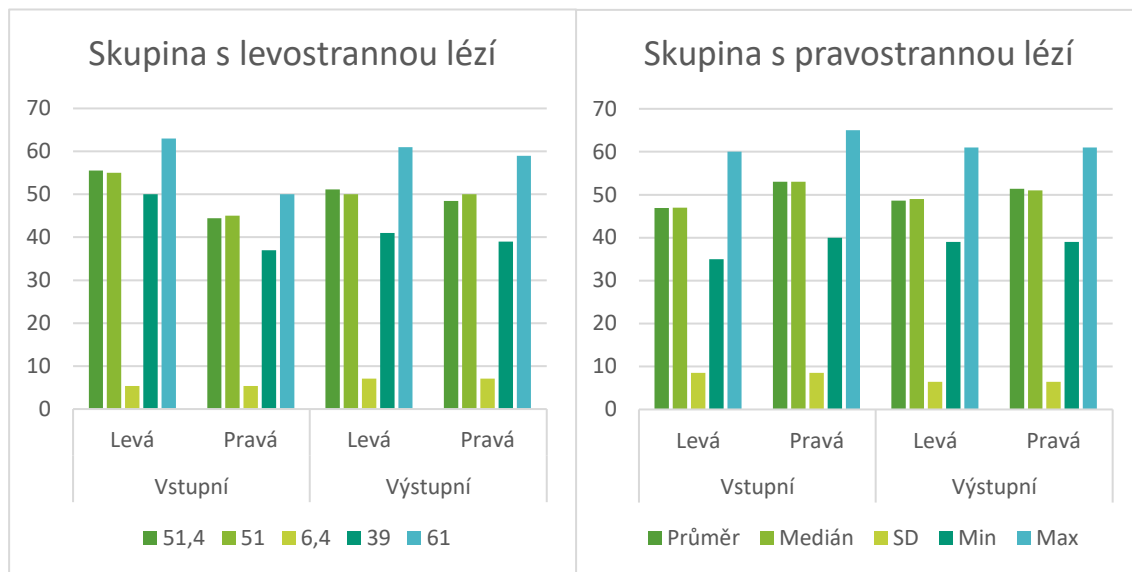
### Tabulka 7

*Popisná statistika dat naměřených tlakovou plošinou při analýze rozložení hmotnosti mezi levou a pravou dolní končetinou.*

Skupina	Měření	Strana	Průměr	Medián	SD	Min	Max	t-test	p-value
P. Hemisféra	Vstupní	Levá	46,9	47	8,5	35	60	1,1	0,299
		Pravá	53	53	8,5	40	65		
	Výstupní	Levá	48,6	49	6,4	39	61		
		Pravá	51,4	51	6,4	39	61		
L. Hemisféra	Vstupní	Levá	55,56	55	5,4	50	63		
		Pravá	44,44	45	5,4	37	50		
	Výstupní	Levá	51,11	50	7,1	41	61		
		Pravá	48,49	50	7,1	39	59		

**Obrázek 2**

*Graf zobrazující výsledné hodnoty měření rozložení hmotnosti mezi dolními končetinami.*



Podrobnější pozorování symetrie zatížení bylo provedeno za použití dat ukazujících rozložení hmotnosti také mezi předonožím a zánožím chodidel obou dolních končetin. I zde bylo podstatné rozdělení výzkumné skupiny podle strany léze, neboť zatížení paretické a neparetické končetiny se v průměru liší. Podle dostupných zdrojů není doposud naprosto zřejmé, jaký poměr rozložení hmotnosti v rámci chodidla je ideální. V této práci jsme se rozhodli sledovat jako optimální cíl 40:60 ve prospěch zánoží.

Podle očekávání se ukázalo, že pacienti v obou skupinách mají tendenci více zatěžovat předonoží paretické dolní končetiny v porovnání se sledovaným cílovým modelem. Na neparetické končetině pak lze sledovat u vstupního vyšetření pacientů s levostrannou lézí optimální rozložení hmotnosti. U pacientů s pravostrannou lézí pak dokonce zatížení nadměrně více ve prospěch zánoží pravé, neparetické končetiny.

Data výstupního vyšetření ukazují v obou skupinách změny zatížení na paretických končetinách směrem k cílovému modelu, které za použití párového t-testu byly vyhodnoceny jako statisticky významné. Významnosti se blíží také změna zatížení non-paretické končetiny skupiny s pravostrannou lézí, kde jsou v průměru výstupní hodnoty optimální. Ve druhé skupině s přihlédnutím ke změně mediánu téměř k žádnému posunu nedošlo, což je očekávaný výsledek vzhledem k tomu, že střední hodnoty byly již při vstupním vyšetření rovné optimu.

**Tabulka 8 a 9**

Popisná statistika dat naměřených tlakovou plošinou při analýze rozložení hmotnosti mezi přední a zadní částí chodidel obou končetin.

Skupina	Měření	Noha	Průměr	Medián	SD	Min	Max
P. Hemisféra	Vstupní	L. předonoží	49,2	49,5	6,27	42	59
		L. zánoží	50,8	50,5	6,27	41	58
		P. předonoží	33,3	34	6,34	22	43
		P. zánoží	66,7	66	6,34	57	78
	Výstupní	L. předonoží	45,1	45	6,8	33	54
		L. zánoží	54,9	55	6,8	46	67
		P. předonoží	39,7	40,5	9,64	19	54
		P. zánoží	60,3	59,5	9,64	46	81

Skupina	Měření	Noha	Průměr	Medián	SD	Min	Max
L. Hemisféra	Vstupní	L. předonoží	40,78	41	8,74	29	57
		L. zánoží	59,22	59	8,74	43	71
		P. předonoží	54,56	51	16,27	31	77
		P. zánoží	45,44	49	16,27	23	69
	Výstupní	L. předonoží	46,44	42	11,36	33	69
		L. zánoží	53,56	58	11,36	31	67
		P. předonoží	49	47	12,8	34	76
		P. zánoží	51	53	12,8	24	66

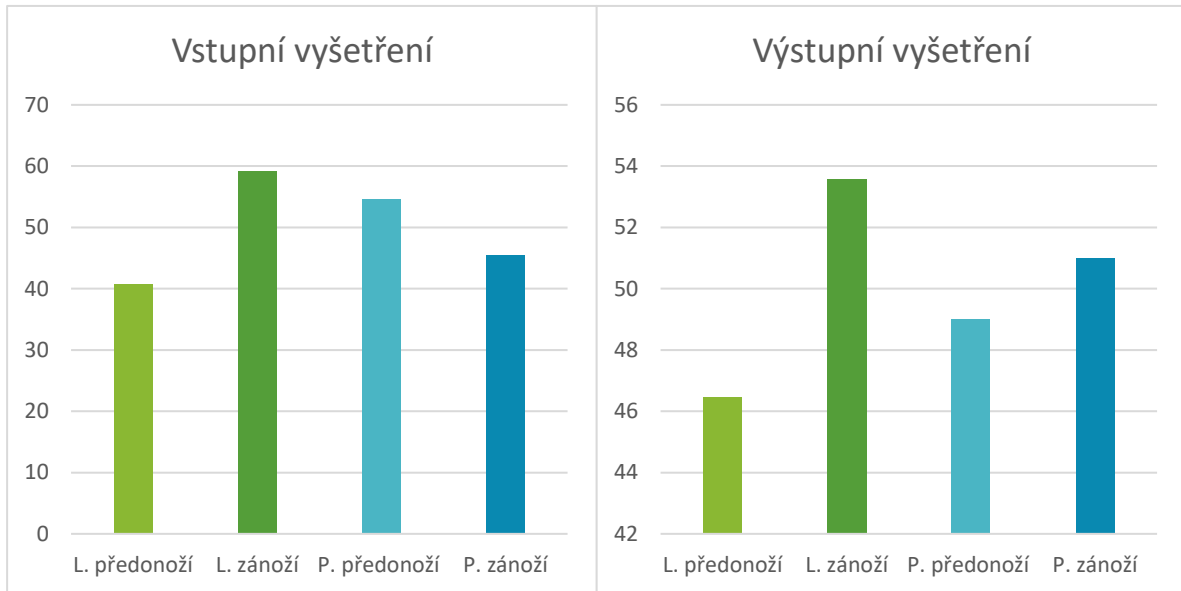
**Tabulka 10**

Párový t-test pro statistickou významnost změn v rozložení hmotnosti v rámci jednotlivých končetin mezi vyšetřeními.

Skupina	Končetina	t-test	p-value
P. Hemisféra	LDK	2,68	0,025
	PDK	1,88	0,094
L. Hemisféra	LDK	1,35	0,215
	PDK	2,52	0,036

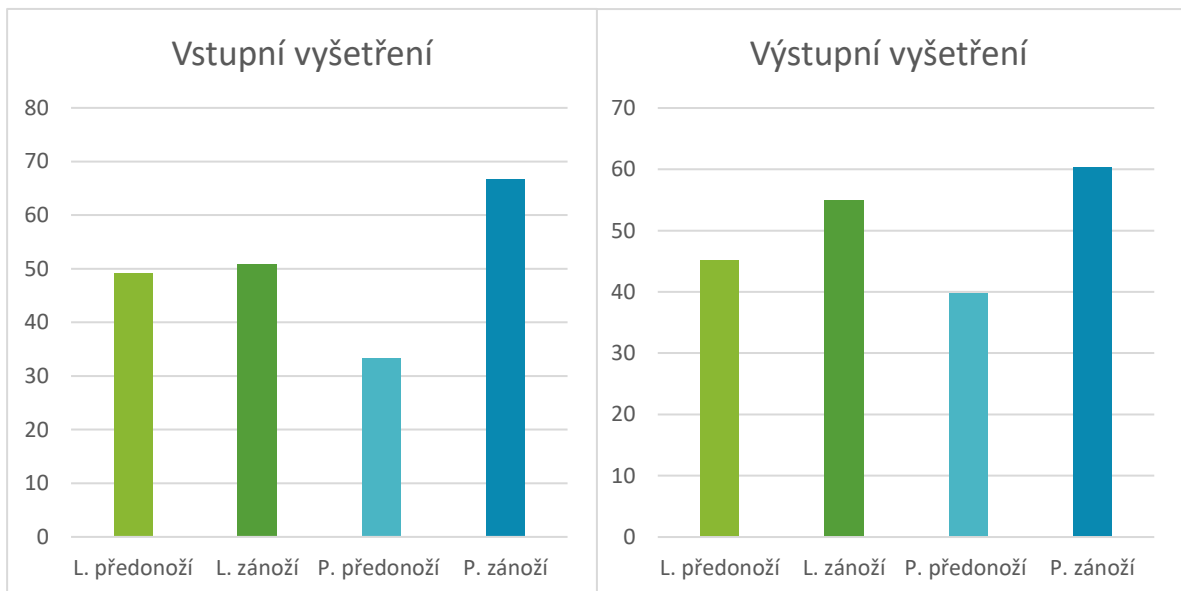
### Obrázek 3 a 4

Grafy zobrazující průměrné hodnoty měření rozložení hmotnosti mezi předonožím a zánožím ve skupině s levostrannou lézí.



### Obrázek 5 a 6

Grafy zobrazující průměrné hodnoty měření rozložení hmotnosti mezi předonožím a zánožím ve skupině s pravostrannou lézí.





## 6 DISKUSE

V kapitole „diskuse“ budou nejprve postupně rekapitulovány a interpretovány výsledky k jednotlivým výzkumným hypotézám. Následně budou výsledky také zařazeny do širšího kontextu ve srovnání s dosavadním výzkumem. Obsahem této kapitoly budou také limitace studie a možné podněty pro zkvalitnění výzkumné práce v tomto odvětví v budoucnu. S ohledem na budoucnost se také nabízí zodpovězení otázek, jakým způsobem může být problematika technologie v neurorehabilitaci uchopena v příštích letech. Zejména otázka, kde má tento typ intervence své místo a s jakými dalšími přístupy by bylo vhodné ji kombinovat, je tématem k řešení.

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zda trénink chůze s biofeedbackem přinese u pacientů s hemiparézou větší zlepšení posturální stability než klasický trénink chůze. Na základě statistické analýzy a porovnání výsledků obou skupin bylo zjištěno, že výzkumná skupina se sice zlepšila, ale tento rozdíl nebyl statistickými testy vyhodnocen jako významný. Celková interpretace výsledků ale nezávisí jen na porovnání dvou měřených skupin, ale také na zodpovězení otázky, zda výsledky změřené po ukončení terapeutické intervence vypovídají o klinické významnosti zaznamenaných změn. Výpočet Cohena  $d$  pro parametry tlakové plošiny v tomto případě prokázal střední účinek, který napovídá, že měsíční intervence mohla přinést významný klinický efekt. Pozitivně vynívají výsledky také při interpretaci procentuální změny mezi vyšetřeními. Jako klinicky významnou změnu popisuje studie Caronni et al. (2024) 10–20 % mezi vstupním a výstupním vyšetřením. Podle tohoto tvrzení dosáhli pacienti v rámci výzkumného souboru klinicky významné změny ve všech třech sledovaných parametrech analýzy stoje na tlakové plošině.

Poměrně jednodušší je interpretace klinické změny skóre vyšetření MiniBEST. Autoři Beauchamp, Niebuhr, Roche, Kirkwood, & Sibley (2021) ve své studii zjistili, že klinicky významná a udržitelná změna v hodnocení MiniBEST je čtyři až pět bodů. Výzkumná skupina v naší práci zaznamenala průměrnou změnu v rámci celého testování 5,32 bodů. Lze tedy mluvit o klinicky významné změně, na rozdíl od kontrolní skupiny, kde průměrná změna byla jen 3,2 body.

Druhou výzkumnou hypotézou byl předpoklad, že dvě výše popsání metody měření budou svými zachycenými změnami vzájemně korelovat. Tento předpoklad se po provedení korelační analýzy potvrdil i přes jednotlivé případy, kdy pacienti zaznamenali při výstupním vyšetření na tlakové plošině zhoršení. A vzhledem k tomu, že při vyšetřování za pomoci MiniBEST skóre pacientů při výstupním vyšetření rostlo konzistentně, nabízí se otázka, proč někteří jedinci zaznamenali výkyvy v hodnocení na tlakové plošině, i když se jejich schopnosti posturální kontroly podle MiniBEST zlepšily.

Takový jev, kdy dojde k náhlému zhoršení v jednom z vyšetření a ke zlepšení ve druhém, by mohl být vysvětlitelný několika různými důvody. Zaprvé je nutné připomenout, že analýza stoje na tlakové plošině se soustředí z hlediska postury na velmi úzkou výseč kontroly stability. Sledované parametry použité v pro tuto část diplomové práce poskytují informaci hlavně o tom, jak variabilní je po daný časový úsek posturální kontrola klidného stoje na pevné podložce za přítomnosti zrakové kontroly. Ve většině případů výzkumné práce sdílejí názor, že čím méně pohybu CoP senzory zaznamenají, tím lépe je jedinec schopný svou pozici kontrolovat. Existují také ale názory protichůdné. Taková tvrzení se opírají například o teorii, že osoba vybavená lepší schopností posturální kontroly si může dovolit při volném stoji odemčení více stupňů volnosti, jelikož dokáže kontrolovaně ovlivnit pohyb a pozici vlastního těžiště. Tedy něco, čemu se podle takových teorií nestabilní člověk snaží předejít co největším omezením pohybu a rigidnější posturou.

Možným vysvětlením je také vytvoření určitých kompenzačních pohybových mechanismů u diskutované skupiny pacientů. Na rozdíl od klidného stoje měřeného technologií s minimem možností svůj výkon ovlivnit mohli pacienti s rozdílnými změnami hodnot v obou vyšetřeních využít naučených kompenzačních strategií s možnostmi uplatnění při komplexnějších testech, jakým je například *Timed Up and Go test*. Kompenzační strategie jako faktor při vyšetření dynamické posturální kontroly zmiňuje například studie autorů Bower, McGinley, Miller, & Clark (2014), která přímo porovnávala instrumentální vyšetření s klinickými testy, jako tomu bylo částečně i v této diplomové práci.

Faktorů, které mohly ovlivnit několik jedinců, u nichž výsledky vyšetření nekorelovaly, bychom zřejmě našli ještě více. Bylo by ale dobré také rozšířit zdůvodnění výzkumné hypotézy číslo dvě, a tedy proč výsledky vyšetření většiny pacientů skutečně zaznamenaly významné korelace. Zde se logicky nabízí hledat pro oba typy vyšetření společné jmenovatele, které nakonec budou těmi faktory vedoucími k podobným změnám ve výsledcích. Jedním velice zřejmým je vysoká validita pro hodnocení posturální stability. Právě s nižší mírou validity by se daly očekávat také výraznější odchylky mezi měřeními. Podobný efekt by pak mohl přijít ve věci reliability. Studie ukazují, že test-retest reliability je u obou vyšetřovacích metod vysoká, a tedy není příliš mnoho prostoru pro odchylky v měření, které by mohly nakonec způsobit další posuny v míře korelace.

Z hlediska řízení pohybu zde můžeme také zmínit provázanost statické posturální stability, která je jedinou složkou, na jakou se zaměřujeme na tlakové plošině, a dynamickou kontrolou, kterou testují mnohé úlohy MiniBESTu. Ač jde na první pohled o rozdílné pohybové modely, na neurofyziologickém podkladě sledujeme mnoho stejných rozhodujících mechanismů. Ty již byly rozebrány dříve v teoretické části práce a lze říct, že jednotným rozhodujícím činitelem

je nervovou soustavou dobře zpracovaná a vedená odpověď na exteroceptivní, zrakové a vestibulární podněty, která je následně využita funkční výkonnou složkou pohybového systému. Tato schopnost organismu se musí uplatnit při jakékoliv posturální situaci, ať už jde o klidný stoj nebo běh. A právě to může být odpovědí na otázku míry korelace mezi zdánlivě nesoudržnými metodami vyšetření.

Třetí hypotéza se týkala předpokladu o rovnoměrném zlepšení posturální stability podle kategorií MiniBESTu. Hypotéza, že změna skóre napříč kategoriemi bude stejná nebo alespoň velmi podobná, byla nakonec zamítnuta po tom, co statistická analýza odhalila výraznou odlišnost změn. První z oblastí, kde pacienti dosáhli většího zlepšení, byla oblast reaktivní stability. Tato kategorie vyšetření MiniBEST se skládá ze tří testů, které hodnotí schopnost pacienta provést po vychýlení těžiště dopředu, dozadu nebo do stran kompenzační krok patřičným směrem. Z jakého důvodu se odehrál posun v této oblasti motorické kontroly například oproti kategorii proaktivní stability, která hodnotí postavení ze sedu, postavení na špičky a stoj na jedné noze?

Toto konkrétní srovnání nejspíše nabízí hned několik možností vysvětlení. Některé můžeme hledat u samotného tréninku s biofeedbackem, další pak přímo v testovací baterii MiniBEST. Z hlediska ovlivnění tréninkem by bylo možné argumentovat tím, že cvičební program na treadmillu Zebris z části na reaktivní schopnosti jedince opravdu cílí. Jednak je pacient nucen opakovaně reagovat na cueingovou projekci přímo na páse, a také je v tomto ohledu trénován při hraní hry na obrazovce propojené s trenažerem. Při virtuální procházce lesem je pacient nucen reagovat na překážky překročením, zúžením nebo rozšířením báze, případně úkroky do stran. Takové mechanismy tréninku mohly při výstupním testování vést k ovlivnění skóre části hodnotící reaktivní stabilitu.

Byla by zde také možnost, že se trénink do rozdílů mezi výsledky tak výrazně nepropsal. V takovém případě se nabízí vysvětlení, že pro danou skupinu pacientů byly oblasti vyšetření nestejně senzitivní v detekci efektu terapie. Oblast proaktivní stability, kde pacienti zaznamenali průměrnou změnu jen 0,74 bodu, se skládá z již zmíněných tří hodnocených úkonů. Postavení se ze židle bylo pro většinu pacientů zvládnutelným úkolem již při vstupním vyšetření, a tedy nenabídlo příliš velký potenciál k vyššímu ohodnocení při výstupu. Opakem pak byl třetí úkol, výdrž ve stoji na jedné noze. To byl pro pacienty mnohdy těžký test, jehož výsledky se po měsíční intervenci nestihly zlepšit. Naproti tomu v oblasti reaktivní stability bylo napříč spektrem pacientů i mezi testy zaznamenáno rovnoměrné zlepšení. Výsledky tak mohly být potenciálně ovlivněny i senzitivitou na změnu jednotlivých částí MiniBESTu u této konkrétní skupiny.

Výrazné zlepšení ukázaly výsledky také u čtvrté oblasti, dynamické stability. Tato kategorie MiniBESTu je složená z pěti úkolů, což je nejvíc v rámci MiniBESTu. Zde se nabízí významné

zlepšení obhajovat transferem specifity tréninku se systémem Zebris, který přímo cílí na ovlivnění stability v chůzi. Faktem je ale také to, že vyšší množství hodnocených úkolů vytváří větší potenciál k bodovému růstu mezi vstupním a výstupním vyšetřením. Při nižším počtu testů by byla průměrná změna pravděpodobně nižší.

Statistická analýza k hypotéze číslo čtyři proběhla nezávisle na postupech pro předešlé hypotézy. Pro zodpovězení této hypotézy byla zpracována data z měření na tlakové plošině, popisující rozložení hmotnosti mezi levou a pravou dolní končetinou, a také v rámci obou končetin mezi předonožím a zánožím. Cílem statistické analýzy zde bylo zjištění, jestli trénink chůze s biofeedbackem podporuje symetrizaci rozložení váhy ve stoji. Porovnána tak byla data jednotlivých parametrů vstupních a výstupních vyšetření, přičemž se následně ukázalo, že výsledné hodnoty testovaných pacientů mají ve výstupním měření tendenci se více blížit optimu rozložení hmotnosti, které bylo mezi levou a pravou stranou nastaveno na 50:50, respektive na 40:60 pokud se bavíme o poměru mezi předonožím a zánožím. Nicméně statistické testy potvrdily jako jedinou významnou změnu tu, která proběhla v rozložení hmotnosti v rámci paretické nohy. Ve spojení s výsledky této hypotézy se nabízí diskutovat výběr ideálního rozložení hmotnosti a také, jestli výsledné změny mohou mít svou hodnotu pro klinickou implementaci.

Jestliže rovnoměrné symetrické rozdělení mezi pravou a levou dolní končetinou v klidném stoji je logicky optimálním biomechanickým rozložením, tak ideální distribuce hmotnosti mezi předonožím a zánožím obou stojících končetin už tak jasná není. Existují různé, vědeckými pracemi podložené názory na toto téma. Pro potřeby této diplomové práce byl zvolen optimální poměr mezi přední a zadní částí nohy 40 % na 60 %. To je rozložení, které obhajuje ve svém článku například Breul (2006) a zároveň i Rabal-Pelay et al. (2024) zmiňují toto rozdělení hmotnosti jako obzvláště výhodné pro dlouhodobé stání. Existují ale samozřejmě i další náhledy na ideální rozložení. Například Ohlendorf et al. (2020) uvádějí jako výhodné rozdělení hmotnosti 33 % na 66 % ve prospěch zánoží. Některé starší zdroje jako Murray & Peterson (1973) hájí dokonce rovnoměrnou distribuci mezi přední a zadní částí chodidla.

Již v teoretické části této diplomové práce byly uvedeny zdroje zmiňující, že symetrie zatížení v klidném stoji nehraje roli ve kvalitě posturální stability. V citované studii bylo dokonce uvedeno, že snaha o symetrizaci a větší zatížení paretické končetiny může vést ke zhoršení stability. O čem tedy může pozitivní změna v symetrii zatížení ve stoje vypovídat? A existuje v tomto kontextu také nějaký konkrétní klinický efekt?

Z dostupných zdrojů se ukazuje, že efekt pozitivních změn v rozložení hmotnosti se sice pravděpodobně netýká stability klidného stoje, ale může mít důležitý impakt v kontextu dynamické posturální kontroly. Autoři Binesh, Hamedi a Taghizadeh (2019) ve své studii uvádějí,

že asymetrie v zatěžování dolních končetin může vést ke ztrátám stability v základních pohybových úkonech jako je ohýbání se nebo natahování se pro předměty. Podobné tvrzení přinášejí také Chu a Kim (2021), kteří docházejí k závěru, že symetrie předozadní rovnováhy a rozložení hmotnosti predikuje symetrii švihové fáze a délky kroku při chůzi. Jiná studie autorů de Kam, Kamphuis, Weerdesteyn a Geurts (2016) je ve tvrzeních o vztahu asymetrie stoje a rovnovážných schopností více opatrná. Autoři uvádějí, že větší zatížení paretické končetiny ještě automaticky nevede k jejímu aktivnímu využití při posturální kontrole. V tomto kontextu může být asymetrie zatížení skutečně kompenzační strategií ve smyslu spoléhání se na funkci neparetické končetiny. V terapii balance by tak pozornost na rozložení hmotnosti měla být až sekundárním cílem, přičemž primární by měla být snaha o zlepšení svalové souhry paretické končetiny.

Výsledky studie již byly v předchozích odstavcích interpretovány a uvedeny do širšího kontextu. Dalším krokem je také srovnání výstupů této práce s výsledky podobně zaměřených vědeckých studií napsaných dříve. Vliv tréninku chůze s biofeedbackem přímo na posturální stabilitu téměř žádné výzkumy doposud neřešily. Více studií zaměřených na tento typ tréninku sledovalo spíše přímý efekt na parametry chůze. V tomto ohledu jsou k nalezení výsledky relativně smíšené, na jejichž závěrech nelze s jistotou označit trénink chůze se zpětnou vazbou jako nadstandardně efektivní metodu fyzioterapie. Družbicki et al. (2018) zkoumali vliv tréninku na chůzovém trenažeru s biofeedbackem na mobilitu pacientů po CMP. Hodnotícími metodami zde byly 10MWT, 2MWT a *Timed Up and Go test* a také 3D kinematickým systémem. Po absolvování 15 terapií výsledky klinického testování nezachytily významně vyšší zlepšení u výzkumné skupiny. Směrem k této diplomové práci je mezi výsledky citované studie zajímavý výstup TUG testu, který se v klinické praxi používá i pro posouzení dynamické posturální kontroly.

Rozdílné závěry oproti předešlé studii přináší Kaźmierczak et al. (2022). V této studii bylo použito podobné metodologické schéma, kdy terapeutická intervence na trenažeru se zpětnou vazbou trvala čtyři týdny. V porovnání s kontrolní skupinou se následně hodnotily parametry chůze (rychlost, symetrie krokového cyklu, vzdálenost) měřené pomocí Biodex Gait Trainer 3. Statický balanc byl hodnocen Rombergovou zkouškou a také byla sledována míra používání kompenzačních pomůcek. Výsledky této studie vypovídají o významném zlepšení obou skupin, a také o zlepšení výzkumné skupiny oproti kontrolní ve sledovaných proměnných. Ze všech naměřených výsledků jsou v kontextu naší práce užitečná zjištění o redukci kompenzačních pomůcek, zlepšení statické posturální stability, ale také například zvýšení rychlosti chůze, která souvisí s kvalitou dynamické posturální kontroly.

Pro evaluaci výkonu použily obě zmíněné studie kombinaci klinického testování a technologických měřících metod. I v rámci naší práce byla metodologie měření nastavená stejným způsobem. Obě možnosti vyšetřování mají své specifické benefity, kde pro instrumentální technologické metody je to velmi snadná kvantifikace a často vysoká reliabilita měření. U klinických testů, jako je využitý MiniBEST, zase spoléháme na řadu pohybových modelů, které se vyskytují v běžném fungování jedince. Vyšší důraz na kvalitativní složku v klinických testech tak může pomoci odhalit skutečně potenciálně slabá místa v pohybovém projevu daného jedince. Kombinací metod pak potenciálně přináší i možnost citlivějšího zachycení sledovaných změn. Negativním aspektem kombinování metod je pak především možná únava pacientů s nižší výkonnostní kapacitou, kteří mohou být množstvím pohybových úkonů přetížení. Vyšetřovací metody následně ztrácejí plnou výpovědní hodnotu vlivem únavy.

I s obsáhlou metodikou měření, která dokáže zachytit velké množství proměnných je nutné zabývat se možnými faktory ovlivňující výsledky. Již v předchozím odstavci byl nastíněn vliv únavy pacienta, která navíc nemusí být způsobena jen dlouhým a obtížným vyšetřováním, ale i dosavadním denním programem daného jedince nebo náhlého výkyvu energie, jaké bývají u neurologických pacientů s omezenou pohybovou kapacitou znatelné. Dalším akutním vlivem může být bolest pohybového aparátu, která bývá velmi proměnlivá a svou intenzitou může do určité míry ovlivňovat pohybový projev pacientů. Studie autorů Atalan, Berzina a Sunnerhagen (2021) se pak zmiňuje o recipročním vztahu balance a bolesti u pacientů po CMP. Horší posturální stabilita je podle výsledků studie prediktorem pro bolest u těchto pacientů. Vyšší intenzita bolesti pak může často vést k další inaktivitě a horší posturální kontrole.

Kvalitu posturální kontroly kromě akutního rozpoložení pacienta ovlivňují i relativně konstantní faktory související s proděláním CMP. Svůj podíl má zde neuropsychologický stav jedince, který může být zasažen podobně jako pohybový aparát. Kognitivní složce posturální stability a jejímu ovlivnění cévní mozkovou příhodou byla věnována kapitola v teoretické části práce. Některé metody a techniky neurorehabilitace mohou být v této klinické oblasti velmi užitečně. Dobře prověřený výzkumem je například trénink s druhotným úkolem (*Dual-Task*). Efekt tohoto typu tréninku shrnuje metaanalýza autorů Shu, Bi, Zhou, Liu a Zhang (2022). Výběr studií o celkovém počtu 575 pacientů ukázal, že tento typ terapie je efektivní ve zlepšování rychlosti chůze, kadence a délky kroku. Autoři zmiňují, že efekt terapie s druhotným úkolem na posturální stabilitu je potřeba ještě více prozkoumat, ale posun v parametrech chůze předznamenává větší jistotu a dynamickou stabilitu sledovaných pacientů.

Přínosem této práce z hlediska formy jejího zpracování a dosažených cílů může být na prvním místě inspirace pro další zkoumání v této oblasti. Dosavadního výzkumu na toto téma doposud není mnoho a kvalita metodického zpracování napříč studii není zatím příliš vysoká.

Oproti předešlým citovaným studiím přináší tato práce kvalitnější metody měření, a to i díky obsáhlé testovací baterii MiniBEST. Částečná síla studie je také ve výběru pacientů do výzkumného souboru. Ti tvořili klinicky poměrně homogenní skupinu a při vstupním vyšetření, především tom klinickém, mezi nimi nebyli velké rozdíly. To tvořilo dobrý potenciál ke sledování efektu intervence.

Vedle přínosů a pozitivních aspektů má studie také své limitace, které mohou sloužit v dalším výzkumu jako inspirace pro kvalitnější přístup. Jedním z nedostatků je zde nerovnoměrné rozložení skupin, a tedy nízký počet subjektů v kontrolní skupině. Při vyšším počtu pacientů nepodstupujících intervenci na trenažeru Zebris bychom pravděpodobně mohli dosáhnout při statistické analýze přesnějších výsledků. Dalším limitem a zároveň inspirací pro další zkoumání je absence *follow-up* měření v této studii. Z hlediska omezené délky pobytu pacientů v rehabilitačním zařízení nebylo možné připravit návazná kontrolní vyšetření po delší době od intervence. Při případném zjištění výraznějšího benefitu tréninku chůze s biofeedbackem by se nabízelo ověřit také dlouhodobý účinek intervence. S ohledem na výsledky této práce by takové následné měření tak užitečné nebylo, protože mezi efektem intervencí nebyl shledán významný rozdíl. V rámci metodiky by také bylo možné upravit časovou strukturu vyšetřování. Vzhledem k tomu, že prováděná vyšetření sloužila jako podklad pro dvě diplomové práce, bylo měření doplněno hned o několik klinických vyšetření, která byla prováděna najednou, s krátkým odpočinkem mezi jednotlivými částmi. Z důvodu časového omezení vyšetřujících i pacientů nebylo možné rozdělit vyšetření například do dvou dnů, a tedy je možné, že zvláště ke konci vyšetřování se projevila do výsledků určitá míra únavy.

Pro další výzkumnou činnost v této oblasti ještě existuje mnoho směrů a otázek k řešení. Poruchy posturální stability jsou závažnou komplikací, která ovlivňuje prožívání pacientů a přináší riziko pádů a zranění. Je tedy na místě cílit další výzkum na co nejvyšší optimalizaci jak terapie, tak struktury vyšetření. Toho lze docílit například při důkladném rozlišení a evaluaci jednotlivých složek posturální kontroly a následné adaptace terapie podle toho, ve které oblasti má aktuální pacient problém. Naše studie ukázala, že trénink chůze na trenažeru Zebris byl v kombinaci s dalšími rehabilitačními procedurami efektivní metodou ovlivnění posturální stability. Zároveň ale nebyl rozhodujícím faktorem efektu terapie, a tedy dává smysl, aby se větší míra pozornosti skutečně věnovala dobré struktuře různorodého tréninku posturální stability, cíleného na širší škálu jejích modalit.

## 7 ZÁVĚRY

Z výsledků této práce je možné vyvodit dílčí závěry:

1. Nebyl potvrzen statisticky významný efekt terapie chůze s biofeedbackem na trenažeru Zebris v ovlivnění posturální stability pacientů po cévní mozkové příhodě. Během čtyřtýdenní intervence dosáhla výzkumná skupina ve sledovaných parametrech většího zlepšení než skupina kontrolní, které ale bylo hodnoceno jako statisticky nevýznamné. Těchto výsledků bylo dosaženo na základě vyšetření klinickou testovou baterií MiniBEST a analýzou klidného stoje na tlakové plošině.
2. Analýza klidného stoje na tlakové plošině a klinické vyšetření MiniBEST jsou metody testování posturální stability, které ve svých výsledcích vzájemně korelují. Téměř mezi všemi sledovanými parametry obou vyšetřovacích metod byly shledány významné hodnoty korelačního kvocientu.
3. Bylo zjištěno, že zpětnovazebný trénink chůze na trenažeru Zebris vedl k nerovnoměrnému zlepšení v rámci jednotlivých hodnocených kategorií MiniBEST. Větší zlepšení zaznamenali pacienti průměrně v oblasti reaktivní stability a dynamické kontroly při chůzi. Menší zlepšení nastalo v kategorii proaktivní stability a senzoričné orientace.
4. Byla potvrzena významná změna v rozložení hmotnosti na paretické dolní končetině mezi předonožím a zánožím směrem k předem stanovenému cílovému rozložení. Změny zaznamenané v rozložení mezi levou a pravou dolní končetinou nebo v rámci neparetické dolní končetiny nebyly prokázány jako významné.



## 8 SOUHRN

Diplomová práce se zaměřuje na efekt terapie chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu pacientů s hemiparézou. V teoretické části práce jsou nejprve popsány základní komponenty aference, řízení a výkonu posturální stability. Dále jsou rozebrány poruchy posturální stability v souvislosti s cévní mozkovou příhodou, přičemž je věnována pozornost specifickým aspektům CMP v tomto kontextu. Následující kapitoly se věnují představení použitých vyšetřovacích metod v praktické části a jejich zařazení do kontextu současné klinické praxe. Na charakteristiku vyšetřovacích metod navazuje přehled aktuálně využívaných metod fyzioterapie zaměřených na ovlivnění poruch posturální stability. Tento přehled doplňuje kapitola zaměřená na samotný trénink chůze s biofeedbackem, kde jsou představeny konkrétní systémy této kategorie, včetně systému Zebris, využitého k terapeutické intervenci v praktické části diplomové práce.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo hodnotit efekt tréninku chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu u pacientů s hemiparézou. Dílčími cíli byly zjištění míry korelace mezi výsledky vybraných vyšetřovacích metod, zhodnocení velikosti efektu v jednotlivých oblastech posturální stability na základě testování MiniBEST, a zjištění efektu tréninku chůze s biofeedbackem na změny v rozložení tělesné hmotnosti na dolních končetinách.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 24 pacientů, kteří prodělali v posledních šesti měsících cévní mozkovou příhodu. Jedním z hlavních inkluzivních kritérií pro úspěšné absolvování intervence a vyšetření byla schopnost samostatné chůze s možností kompenzační pomůcky dle vlastních potřeb. Do výzkumu byli zařazeni pouze jedinci bez dalších závažných zdravotních komplikací, které by mohly být důvodem dalšího zdravotního ohrožení. Všichni pacienti byli seznámeni s průběhem a záměrem tohoto výzkumu a svůj souhlas následně vyjádřili podpisem informovaného souhlasu.

Vyšetření posturální kontroly bylo realizováno pomocí analýzy stoje na tlakové plošině Zebris, kde byly sledovány parametry pohybu CoP a také parametry rozložení tělesné hmotnosti na dolních končetinách. Druhou vyšetřovací metodou bylo klinické testování MiniBEST, které sloužilo k evaluaci čtyř jednotlivých oblastí posturální kontroly.

Ze zjištěných výsledků vyplývá, že není statisticky významný rozdíl mezi efektem terapie na chůzovém trenažeru Zebris a efektem běžného tréninku chůze na posturální stabilitu pacientů po CMP. Statistická významnost se nepotvrdila ani pro vyšetření na tlakové plošině, ani na základě testování MiniBEST. Dílčí výsledky potvrdily významnou korelaci mezi měřením na tlakové plošině Zebris a vyšetřovací baterií MiniBEST. Ukázalo se také, že vlivem tréninku nedošlo k rovnoměrnému zlepšení napříč sledovanými kategoriemi posturální kontroly.

Oblasti reaktivní stability a dynamické kontroly při chůzi zaznamenaly větší zlepšení než zbylé kategorie. Výsledky měření rozložení tělesné hmotnosti mezi levou a pravou dolní končetinou a v rámci jednotlivých končetin nepotvrdily statistickou významnost, až na rozložení hmotnosti mezi předonožím a zánožím paretické dolní končetiny. Tento závěr se potvrdil v obou skupinách rozdělených na základě strany léze.

Výsledky této práce mohou přispět ke snaze o co možná nejefektivnější organizaci terapie cílené ke zlepšení posturální stability. Práce zároveň ukazuje možnosti kombinace vyšetřovacích metod za účelem zvýšení objektivity a vzájemného doplnění při testování posturální stability.

## 9 SUMMARY

This thesis focuses on the effect of gait therapy with biofeedback on postural stability in patients with hemiparesis. The theoretical part of the thesis describes the basic components of afference, control, and performance of postural stability. Then it discusses postural stability disorders in the context of stroke, highlighting specific aspects of stroke in this context. The following chapters are dedicated to present the diagnostic methods used in the practical part and their placement within the context of current clinical practice. The overview of diagnostic methods is followed by a review of current physiotherapy methods addressing postural stability disorders. This review is complemented by a chapter focusing on gait training with biofeedback, which also introduces specific systems of this category, including the Zebris system used for therapeutic intervention in the practical part of the thesis.

The focus of this thesis is to evaluate the effect of gait training with biofeedback on the postural stability in patients with hemiparesis. The secondary aims are to determine the correlation between the results of selected diagnostic methods, evaluate the magnitude of the effect in individual areas of postural stability based on MiniBEST testing, and determine the effect of gait training with biofeedback on changes in weight distribution on the lower limbs.

The study involved a total of 24 patients who had suffered a stroke within the last six months. One of the main inclusion criteria for successful completion of the intervention and examination was the ability to walk independently, with the option of using a compensatory aid as needed. Only individuals without other serious health complications that could pose additional health risks were included in the study. All patients were informed about the course and purpose of this research and gave their consent by signing an informed consent form.

Postural control was assessed using a Zebris pressure platform, monitoring CoP movement parameters and weight distribution parameters on the lower limbs. The second diagnostic method was the clinical MiniBEST test, which served to evaluate four individual areas of postural control based on the achieved score.

The results indicate that there was no statistically significant difference between the effect of therapy on the Zebris treadmill and the effect of conventional gait training on the postural stability in patients after stroke. Statistical significance was not confirmed for either the pressure platform examination or the MiniBEST testing. Partial results confirmed a significant correlation between the measurements on the Zebris pressure platform and the MiniBEST battery. It was also shown that the training did not lead to uniform improvement across the observed categories of postural control. The areas of reactive stability and dynamic control during walking showed greater improvement than the remaining categories. The results of the

weight distribution measurement between the left and right lower limbs and within the individual limbs did not confirm statistical significance, except for the weight distribution between the forefoot and rearfoot of the paretic lower limb. This conclusion was confirmed in both groups divided based on the side of the lesion.

The results of this thesis may contribute to efforts to optimally organize therapy aimed at improving postural stability. The thesis also demonstrates the possibilities of combining diagnostic methods to increase objectivity and mutual complementarity in postural stability testing.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Arienti, C., Lazzarini, S. G., Pollock, A., & Negrini, S. (2019). Rehabilitation interventions for improving balance following stroke: An overview of systematic reviews. *PloS one*, *14*(7), e0219781. doi.org/10.1371/journal.pone.0219781
- Aryan, R., Inness, E., Patterson, K. K., Mochizuki, G., & Mansfield, A. (2023). Reliability of force plate-based measures of standing balance in the sub-acute stage of post-stroke recovery. *Heliyon*, *9*(10), e21046. doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e21046
- Atalan, P., Bērziņa, G., & Sunnerhagen, K. S. (2021). Influence of mobility restrictions on post-stroke pain. *Brain and behavior*, *11*(5), e02092. doi.org/10.1002/brb3.2092
- Awosika, O. O., Garver, A., Drury, C., Sucharew, H. J., Boyne, P., Schwab, S. M., Wasik, E., Earnest, M., Dunning, K., Bhattacharya, A., Khatri, P., & Kissela, B. M. (2023). Insufficiencies in sensory systems reweighting is associated with walking impairment severity in chronic stroke: an observational cohort study. *Frontiers in neurology*, *14*, 1244657. doi.org/10.3389/fneur.2023.1244657
- Baek, C. Y., Yoon, H. S., Kim, H. D., & Kang, K. Y. (2021). The effect of the degree of dual-task interference on gait, dual-task cost, cognitive ability, balance, and fall efficacy in people with stroke: A cross-sectional study. *Medicine*, *100*(24), e26275. doi.org/10.1097/MD.00000000000026275
- Barclay-Goddard, R., Stevenson, T., Poluha, W., Moffatt, M. E., & Taback, S. P. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *The Cochrane database of systematic reviews*, *2004*(4), CD004129. doi.org/10.1002/14651858.CD004129.pub2
- Beauchamp, M. K., Niebuhr, R., Roche, P., Kirkwood, R., & Sibley, K. M. (2021). A prospective study to establish the minimal clinically important difference of the Mini-BESTest in individuals with stroke. *Clinical rehabilitation*, *35*(8), 1207–1215. doi.org/10.1177/02692155211025131
- Binesh, M., Hamed, D., & Taghizadeh, G. (2019). The Effect of Weight Bearing Symmetry on Dynamic Postural Control During Bending and Reaching in Chronic Stroke Patients. *Function and Disability Journal*, *2019*(2). doi.org/10.34171/fdj.2.18
- Birnbaum, M., Brock, K., Clark, R., Muir, S., Burton, E., & Hill, K. D. (2021). Standing weight-bearing asymmetry in adults with lateropulsion following stroke. *Gait and Posture*, *90*, 427–433. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.172
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Bower, K. J., McGinley, J. L., Miller, K. J., & Clark, R. A. (2014). Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: reliability and association with clinical tests. *PLoS one*, *9*(12), e115282. doi.org/10.1371/journal.pone.0115282
- Breul, R. (2006). Unser Fuß, ein komplexes Organ. *DO – Deutsche Zeitschrift Für Osteopathie*, *4*(4), 10–16. doi:10.1055/s-2006-957050
- Caronni, A., Picardi, M., Scarano, S., Rota, V., Guidali, G., Bolognini, N., & Corbo, M. (2024). Minimal detectable change of gait and balance measures in older neurological patients: estimating the standard error of the measurement from before-after rehabilitation data thanks to the linear mixed-effects models. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *21*(1), 44. doi.org/10.1186/s12984-024-01339-4
- Cha, Y., Kim, Y., Hwang, S., & Chung, Y. (2014). Intensive gait training with rhythmic auditory stimulation in individuals with chronic hemiparetic stroke: a pilot randomized controlled study. *NeuroRehabilitation*, *35*(4), 681–688. doi.org/10.3233/NRE-141182
- Chen, B., Liu, P., Xiao, F., Liu, Z., & Wang, Y. (2021). Review of the Upright Balance Assessment Based on the Force Plate. *International journal of environmental research and public health*, *18*(5), 2696. doi.org/10.3390/ijerph18052696
- Cho, J. E., & Kim, H. (2021). Ankle Proprioception Deficit Is the Strongest Factor Predicting Balance Impairment in Patients With Chronic Stroke. *Archives of rehabilitation research and clinical translation*, *3*(4), 100165. doi.org/10.1016/j.arrct.2021.100165
- Chinsongkram, B., Chaikereee, N., Saengsirisuwan, V., Viriyatharakij, N., Horak, F. B., & Boonsinsukh, R. (2014). Reliability and validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in people with subacute stroke. *Physical therapy*, *94*(11), 1632–1643. doi.org/10.2522/ptj.20130558
- de Kam, D., Kamphuis, J. F., Weerdesteyn, V., & Geurts, A. C. H. (2017). The effect of weight-bearing asymmetry on dynamic postural stability in people with chronic stroke. *Gait & posture*, *53*, 5–10. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.019
- Drużbicki, M., Przystała, G., Guzik, A., Brzozowska-Magoń, A., Kołodziej, 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*, 3812602. doi.org/10.1155/2018/3812602
- Franchignoni, F. P., Tesio, L., Ricupero, C., & Martino, M. T. (1997). Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke*, *28*(7), 1382–1385. doi.org/10.1161/01.str.28.7.1382

- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of physiology*, *514*(3), 915–928. doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x
- Godi M., Franchignoni F., Caligari M., Giordano A., Turcato A. M., Nardone A. (2013). Comparison of Reliability, Validity, and Responsiveness of the Mini-BESTest and Berg Balance Scale in Patients With Balance Disorders. *Physical Therapy*, *93*(2), 158-167. doi.org/10.2522/ptj.20120171
- Goldstein L. B. (2020). Introduction for Focused Updates in Cerebrovascular Disease. *Stroke*, *51*(3), 708–710. doi.org/10.1161/STROKEAHA.119.024159
- Gooßes, M., Saliger, J., Folkerts, A. K., Nielsen, J., Zierer, J., Schmoll, P., Niepold, A., Colbach, L., Leemhuis, J., Engels, L., van Krüchten, M., Ophey, A., Allert, N., Karbe, H., & Kalbe, E. (2020). Feasibility of Music-Assisted Treadmill Training in Parkinson's Disease Patients With and Without Deep Brain Stimulation: Insights From an Ongoing Pilot Randomized Controlled Trial. *Frontiers in neurology*, *11*, 790. doi.org/10.3389/fneur.2020.00790
- Henderson, C., Virva, R., Lenca, L., Butzer, J. F., Lovell, L., Roth, E., Hornby, T. G., & Moore, J. L. (2022). Gait and Balance Outcome Measures Are Responsive in Severely Impaired Individuals Undergoing Inpatient Stroke Rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *103*(6), 1210–1212.e1. doi.org/10.1016/j.apmr.2022.01.140
- Hernández-Guillén, D., Tolsada-Velasco, C., Roig-Casasús, S., Costa-Moreno, E., Borja-de-Fuentes, I., & Blasco, J. M. (2021). Association ankle function and balance in community-dwelling older adults. *PloS one*, *16*(3), e0247885. doi.org/10.1371/journal.pone.0247885
- Horak, F. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* (2006), 35
- Inoue, S., Otaka, Y., Kumagai, M., Sugasawa, M., Mori, N., & Kondo, K. (2024). Effects of Balance Exercise Assist Robot training for patients with hemiparetic stroke: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *19*(1), 12. doi.org/10.1186/s12984-022-00989-6
- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human postural control. *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 12, doi.org/10.3389/fnins.2018.00171
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is weight-bearing asymmetry associated with postural instability after stroke? A systematic review. *In Stroke Research and Treatment*. doi.org/10.1155/2013/692137
- Karthikbabu, S., & Verheyden, G. (2021). Relationship between trunk control, core muscle strength and balance confidence in community-dwelling patients with chronic stroke. *Topics in stroke rehabilitation*, *28*(2), 88–95. doi.org/10.1080/10749357.2020.1783896

- 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), 16925. doi.org/10.3390/ijerph192416925
- Kerr, B., Condon, S. M., & McDonald, L. A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*, 11(5), 617–622. doi.org/10.1037//0096-1523.11.5.617
- Khan, F., & Chevidikunnan, M. F. (2021). Prevalence of Balance Impairment and Factors Associated with Balance among Patients with Stroke. A Cross Sectional Retrospective Case Control Study. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 9(3), 320. doi.org/10.3390/healthcare9030320
- 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.org/10.1007/s13534-017-0036-1
- Kwakkel, G., Stinear, C., Essers, B., Munoz-Novoa, M., Branscheidt, M., Cabanas-Valdés, R., Lakičević, S., Lampropoulou, S., Luft, A. R., Marque, P., Moore, S. A., Solomon, J. M., Swinnen, E., Turolla, A., Alt Murphy, M., & Verheyden, G. (2023). Motor rehabilitation after stroke: European Stroke Organisation (ESO) consensus-based definition and guiding framework. *European stroke journal*, 8(4), 880–894. doi.org/10.1177/23969873231191304
- Li, J., Zhong, D., Ye, J., He, M., Liu, X., Zheng, H., Jin, R., & Zhang, S. L. (2019). Rehabilitation for balance impairment in patients after stroke: a protocol of a systematic review and network meta-analysis. *BMJ open*, 9(7), e026844. doi.org/10.1136/bmjopen-2018-026844
- Mackinnon, C. (2018). Sensimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Elsevier B.V.*, (2018), 3-26
- Mahmoudzadeh, A., Nakhostin Ansari, N., Naghdi, S., Ghasemi, E., Motamedzadeh, O., Shaw, B. S., & Shaw, I. (2021). Role of Spasticity Severity in the Balance of Post-stroke Patients. *Frontiers in human neuroscience*, 15, 783093. doi.org/10.3389/fnhum.2021.783093
- Maier, M., Ballester, B. R., & Verschure, P. F. M. J. (2019). Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in systems neuroscience*, 13, 74. https://doi.org/10.3389/fnsys.2019.00074
- Mangalam, M., & Kelty-Stephen, D. (2021). Hypothetical control of postural sway. *Journal of the Royal Society Interface*, 18(176), doi.org/10.1098/rsif.2020.0951



- Marigold, D. S., & Eng, J. J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait and Posture*, 23(2), 249–255. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.03.001
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated?. *Progress in brain research*, 143, 13–27. doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43002-1
- Michalčinová K., Jeníček J., Rogalewicz V., Jakovcová K., Kejhová E., Kuželková A., Slámová A., Angerová Y. (2022). Česká verze nástroje Mini-BESTest a doporučení pro jeho klinické použití. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 85(1), 49-58. doi.org/10.48095/cccsnn202249
- Murray, M. P., & Peterson, R. M. (1973). Weight distribution and weight-shifting activity during normal standing posture. *Physical therapy*, 53(7), 741–748. doi.org/10.1093/ptj/53.7.741
- Ohlendorf, D., Pflaum, J., Wischnewski, C., Schamberger, S., Erbe, C., Wanke, E. M., Holzgreve, F., & Groneberg, D. A. (2020). Standard reference values of the postural control in healthy female adults aged between 31 and 40 years in Germany: an observational study. *Journal of physiological anthropology*, 39(1), 27. doi.org/10.1186/s40101-020-00229-7
- Park, S., Liu, C., 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.org/10.1177/15459683211019346
- Pinheiro, C., Figueiredo, J., Cerqueira, J., & Santos, C. P. (2022). Robotic Biofeedback for Post-Stroke Gait Rehabilitation: A Scoping Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(19), 7197. doi.org/10.3390/s22197197
- Purves, D., Augustine, G.J., Fitzpatrick, D. (2001). Circuits within the Cerebellum. *Neuroscience. 2nd edition.*
- Qian, J., McDonough, D. J., & Gao, Z. (2020). The Effectiveness of Virtual Reality Exercise on Individual's Physiological, Psychological and Rehabilitative Outcomes: A Systematic Review. *International journal of environmental research and public health*, 17(11), 4133. doi.org/10.3390/ijerph17114133
- Quijoux, F., Vienne-Jumeau, A., Bertin-Hugault, F., Zawieja, P., Lefèvre, M., Vidal, P. P., & Ricard, D. (2020). Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis. *Ageing research reviews*, 62, 101117. doi.org/10.1016/j.arr.2020.101117
- Rabal-Pelay, J., Cimarras-Otal, C., Lacárcel-Tejero, B., Alcázar-Crevillén, A., Villalba-Ruete, J.A., Berzosa, C., Bataller-Cervero, A.V. (2024) Changes in Baropodometric Evaluation and

- Discomfort during the Workday in Assembly-Line Workers. *Healthcare*, 12(7), 761. doi.org/10.3390/healthcare12070761
- Ryu, H. X., & Kuo, A. D. (2021). An optimality principle for locomotor central pattern generators. *Scientific Reports*, 11(1). doi.org/10.1038/s41598-021-91714-1
- Saraiva, J., Rosa, G., Fernandes, S., & Fernandes, J. B. (2023). Current Trends in Balance Rehabilitation for Stroke Survivors: A Scoping Review of Experimental Studies. *International journal of environmental research and public health*, 20(19), 6829. doi.org/10.3390/ijerph20196829
- Schinkel-Ivy, A., Inness, E. L., & Mansfield, A. (2016). Relationships between fear of falling, balance confidence, and control of balance, gait, and reactive stepping in individuals with sub-acute stroke. *Gait & posture*, 43, 154–159. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.015
- Shu, Y., Bi, M. M., Zhou, T. T., Liu, L., & Zhang, C. (2022). Effect of Dual-Task Training on Gait and Balance in Stroke Patients: An Updated Meta-analysis. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 101(12), 1148–1155. doi.org/10.1097/PHM.0000000000002016
- Shumway-Cook, A., & Woolacott, M.H. (2012). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice, 4. Edition*. Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.
- Sinitski, E. H., Lemaire, E. D., & Baddour, N. (2015). Evaluation of motion platform embedded with dual belt treadmill instrumented with two force plates. *Journal of rehabilitation research and development*, 52(2), 221–234. doi.org/10.1682/JRRD.2013.11.0244
- Spaccavento, S., Marinelli, C. V., Nardulli, R., Macchitella, L., Bivona, U., Piccardi, L., Zoccolotti, P., & Angelelli, P. (2019). Attention deficits in stroke patients: The role of lesion characteristics, time from stroke, and concomitant neuropsychological deficits. *Behavioural Neurology*, 2019. doi.org/10.1155/2019/7835710
- 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, 637199. doi.org/10.3389/fneur.2021.637199
- Takakusaki, K. (2017). Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. doi.org/10.14802/jmd.16062/J
- Teasdale, N., & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *In Gait and Posture*, (Vol. 14). www.elsevier.com/locate/gaitpost
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C., & De Weerd, W. (2004). The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical rehabilitation*, 18(3), 326–334. doi.org/10.1191/0269215504cr733oa

- Verstraeten, S., & Sitskoorn, M. (2016). Motor and Cognitive Impairment after Stroke: A Common Bond or a Simultaneous Deficit? *Stroke Res Ther.*, *1(1)*
- Wafa, H. A., Wolfe, C. D. A., Emmett, E., Roth, G. A., Johnson, C. O., & Wang, Y. (2020). Burden of Stroke in Europe: Thirty-Year Projections of Incidence, Prevalence, Deaths, and Disability-Adjusted Life Years. *Stroke*, *51(8)*, 2418–2427. doi.org/10.1161/STROKEAHA.120.029606
- Weerdesteyn, V., de Niet, M., van Duijnhoven, H. J., & Geurts, A. C. (2008). Falls in individuals with stroke. *Journal of rehabilitation research and development*, *45(8)*, 1195–1213.
- Wickens, C. (2021) Attention: Theory, Principles, Models and Applications, *International Journal of Human–Computer Interaction*, *37(5)*, 403-417, do.org/10.1080/10447318.2021.1874741
- Yu, J., Jung, J., & Cho, K. (2012). Changes in Postural Sway According to Surface Stability in Post-stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, *24(11)*, 1183-1186. doi.org/10.1589/jpts.24.1183

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1 – Vyjádření etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

### 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 21.10. 2022 byl projekt diplomové práce

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

s názvem

**Vliv tréninku chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu pacientů s hemiparézou**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **75/2022**

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](http://www.ftk.upol.cz)

## Příloha 2 – Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Výzkumný projekt:** Vliv tréninku chůze s biofeedbackem na posturální stabilitu pacientů s hemiparézou

**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 alespoň 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.

#### 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: .....

## Mini-BESTest: Balance Evaluation Systems Test

Zdroj: [www.bestest.us](http://www.bestest.us), verze 3/08/13 Oregon Health & Science University

Klinika rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze.  
K. Michalčinová, E. Kejhová, K. Jakovcová, J. Jeniček, A. Slámová, M. Tichá, A. Kuželková. Překlad byl schválen Fay Horak 2021.

### PROAKTIVNÍ STABILITA

DÍLČÍ SKÓRE: /6

#### 1. POSTAVENÍ ZE SEDU

*Instrukce: Překřižte paže na hrudi. Pokud to nebude nutné, snažte se nepoužívat vaše ruce. Při postavování se neopírejte nohama zezadu o židli. Teď se, prosím, postavte.*

- (2) Norma: Postaví se bez použití rukou a je plně stabilní.  
(1) Mírná porucha: Postaví se na první pokus, ALE s použitím rukou.  
(0) Těžká porucha: Nepostaví se ze židle bez asistence, NEBO potřebuje několik pokusů s použitím rukou.

#### 2. POSTAVENÍ NA ŠPIČKY

*Instrukce: Rozkročte se na šířku ramen a dejte ruce v bok. Pokuste se postavit na špičky co nejvýše to jde. Budu nahlas počítat tři vteřiny a Vy po celou dobu zkuste tuto pozici udržet. Dívejte se přímo před sebe. Teď se postavte na špičky.*

- (2) Norma: Stabilní po dobu 3 vteřin v maximální výšce.  
(1) Mírná porucha: Postaví se na špičky, ale ne v plné míře (méně než při držení za ruce), NEBO je v průběhu 3 vteřin zřejmá nestabilita.  
(0) Těžká porucha: ≤ 3 vteřiny.

#### 3. STOJ NA JEDNÉ NOZE

*Instrukce: Dívejte se přímo před sebe a dejte ruce v bok. Pokrčte jednu dolní končetinu za sebe, aniž byste se opírali nebo dotýkali druhé dolní končetiny. Zůstaňte tak stát co nejdéle. Dívejte se přímo před sebe. Teď zvedněte dolní končetinu.*

**Levá:** Čas ve vteřinách: Pokus 1: \_\_\_ Pokus 2: \_\_\_ **Pravá:** Čas ve vteřinách: Pokus 1: \_\_\_ Pokus 2: \_\_\_

- (2) Norma: 20 vteřin. (2) Norma: 20 vteřin.  
(1) Mírná porucha: < 20 vteřin. (1) Mírná porucha: < 20 vteřin.  
(0) Těžká porucha: Nevládne. (0) Těžká porucha: Nevládne.

**Hodnoťte každou stranu zvlášť a použijte pokus s nejdelším časem. Pro výpočet dílčího a celkového skóre použijte stranu [levou nebo pravou] s nejnižším číselným hodnocením [tj. horší stranu].**

### REAKTIVNÍ STABILITA

DÍLČÍ SKÓRE: /6

#### 4. KOMPENZAČNÍ KROK VPŘED

*Instrukce: Rozkročte se na šířku ramen a dejte ruce podél těla. Nakloňte se dopředu na moje ruce, kam až to půjde. Až vás pustím, udělejte cokoliv, klidně i krok, abyste zabránili/a pádu.*

- (2) Norma: Znovu získá stabilitu samostatně pomocí jednoho velkého kroku (je povoleno dokročení i druhou končetinou).  
(1) Mírná porucha: K získání stability provede více než jeden krok.  
(0) Těžká porucha: Neprovede žádný krok NEBO by bez zachycení upadl/a NEBO padá.

## 5. KOMPENZAČNÍ KROK VZAD

*Instrukce: Rozkročte se na šířku ramen a dejte ruce podél těla. Nakloňte se dozadu na moje ruce, kam až to půjde. Až vás pustím, udělejte cokoliv, klidně i krok, abyste zabránil/a pádu.*

- (2) Norma: Znovu získá stabilitu samostatně pomocí jednoho velkého kroku.
- (1) Mírná porucha: K získání stability provede více než jeden krok.
- (0) Těžká porucha: Nprovede žádný krok NEBO by bez zachycení upadl/a NEBO padá.

## 6. KOMPENZAČNÍ KROK STRANOU

*Instrukce: Stoupněte si nohama k sobě a dejte ruce podél těla. Nakloňte se do strany na mou ruku, kam až to půjde. Až vás pustím, udělejte cokoliv, klidně i krok, abyste zabránil/a pádu.*

VLEVO: VPRAVO:

- (2) Norma: Znovu získá stabilitu samostatně pomocí jednoho kroku (úkok stranou nebo překrok je v normě).
- (1) Mírná porucha: K získání stability provede několik kroků.
- (0) Těžká porucha: Nprovede žádný krok nebo padá.

**Pro výpočet dílčího a celkového skóre použijte stranu s nejnižším číselným hodnocením.**

## SENZORICKÁ ORIENTACE

**DÍLČÍ SKÓRE: \_\_\_\_\_ /6**

### 7. STOJ SPOJNÝ NA PEVNÉM POVRCHU, OTEVŘENÉ OČI

*Instrukce: Postavte se s nohama k sobě a dejte ruce v bok. Dívejte se přímo před sebe. Stůjte v klidu a stabilně, dokud neřeknu stop.*

Čas ve vteřinách: \_\_\_\_\_

- (2) Norma: 30 vteřin.
- (1) Mírná porucha: < 30 vteřin.
- (0) Těžká porucha: Nezvládne.

### 8. STOJ SPOJNÝ NA PĚNOVÉ PODLOŽCE, ZAVŘENÉ OČI

*Instrukce: Postavte se na pěnovou podložku s nohama k sobě a dejte ruce v bok. Stůjte v klidu a stabilně, dokud neřeknu stop. Až zavřete oči, začnu měřit.*

Čas ve vteřinách: \_\_\_\_\_

- (2) Norma: 30 vteřin.
- (1) Mírná porucha: < 30 vteřin.
- (0) Těžká porucha: Nezvládne.

### 9. STOJ NA NAKLONĚNÉ PODLOŽCE, ZAVŘENÉ OČI

*Instrukce: Postavte se na nakloněnou podložku špičkami směrem vzhůru. Rozkročte se na šířku ramen a dejte ruce podél těla. Až zavřete oči, začnu měřit.*

Čas ve vteřinách: \_\_\_\_\_

- (2) Norma: Stojí samostatně a rovně 30 vteřin.
- (1) Mírná porucha: Stojí samostatně < 30 vteřin NEBO nestojí rovně.
- (3) Těžká porucha: Nezvládne.

**10. CHŮZE SE ZMĚNOU RYCHLOSTI**

*Instrukce: Vyrzte normální rychlostí a jakmile řeknu „rychle“, jděte co nejrychleji. Jakmile řeknu „pomalu“, jděte velmi pomalu.*

- (2) Norma: Výrazně změni rychlost chůze bez známek nestability.
- (1) Mírná porucha: Nezmění rychlost chůze NEBO jsou přítomny známky nestability.
- (0) Těžká porucha: Nezmění rychlost chůze A ZÁROVEŇ jsou přítomny známky nestability.

**11. CHŮZE S OTÁČENÍM HLAVY**

*Instrukce: Vyrzte normální rychlostí a jakmile řeknu „doprava“, otočte hlavu a dívejte se doprava. Jakmile řeknu „doleva“ otočte hlavu a dívejte se doleva. Snažte se jít stále rovně.*

- (2) Norma: Otáčí hlavu bez změny rychlosti chůze a bez známek nestability.
- (1) Mírná porucha: Otáčí hlavu se snížením rychlosti chůze.
- (0) Těžká porucha: Otáčí hlavu se známkami nestability.

**12. CHŮZE S OTOČKOU NA MÍSTĚ**

*Instrukce: Vyrzte normální rychlostí a jakmile řeknu „otočit a stát“, otočte se co nejrychleji na místě čelem vzad a zastavte se. Po otočce by měly nohy zůstat blízko u sebe.*

- (2) Norma: Otočí se RYCHLE ( $\leq 3$  kroky), s nohama blízko u sebe a bez známek nestability.
- (1) Mírná porucha: Otočí se POMALU ( $\geq 4$  kroky), s nohama blízko u sebe a bez známek nestability.
- (0) Těžká porucha: Nedokáže se otočit s nohama blízko u sebe bez známek nestability, a to jakoukoliv rychlostí.

**13. KROK PŘES PŘEKÁŽKY**

*Instrukce: Vyrzte normální rychlostí. Až dojdete k překážce, neobcházejte ji, ale překročte, a pokračujte v chůzi.*

- (2) Norma: Překročí překážku s minimální změnou rychlosti a bez známek nestability.
- (1) Mírná porucha: Překročí překážku, ale dotkne se jí NEBO je opatrný a zpomalí.
- (0) Těžká porucha: Překážku nepřekročí NEBO jí obejde.

**14. TIMED UP AND GO (TUG) S DRUHOTNÝM ÚKOLEM**

*Instrukce TUG: Až řeknu „ted“, vstaňte ze židle, jděte normální rychlostí k vyznačenému místu na podlaze, tam se otočte, jděte zpět a posaďte se na židli.*

Čas TUG ve vteřinách: \_\_\_\_\_

*Instrukce TUG s druhotným úkolem: Odečítejte nahlas číslo 3 od \_\_\_\_\_. Až řeknu „ted“, vstaňte ze židle, jděte normální rychlostí k vyznačenému místu na podlaze, tam se otočte, jděte zpět a posaďte se na židli. Po celou dobu úkolu nahlas odečítejte.*

Čas TUG s druhotným úkolem ve vteřinách: \_\_\_\_\_

- (2) Norma: Během odečítání nejsou patrné změny při posazování, postavování a chůzi ve srovnání s TUG.
- (1) Mírná porucha: Při druhotném úkolu dochází k narušení počítání NEBO změnám chůze ( $> 10\%$ ) ve srovnání s TUG.
- (0) Těžká porucha: Při druhotném úkolu přestává počítat NEBO se zastaví.

CELKOVÉ SKÓRE: \_\_\_\_/28



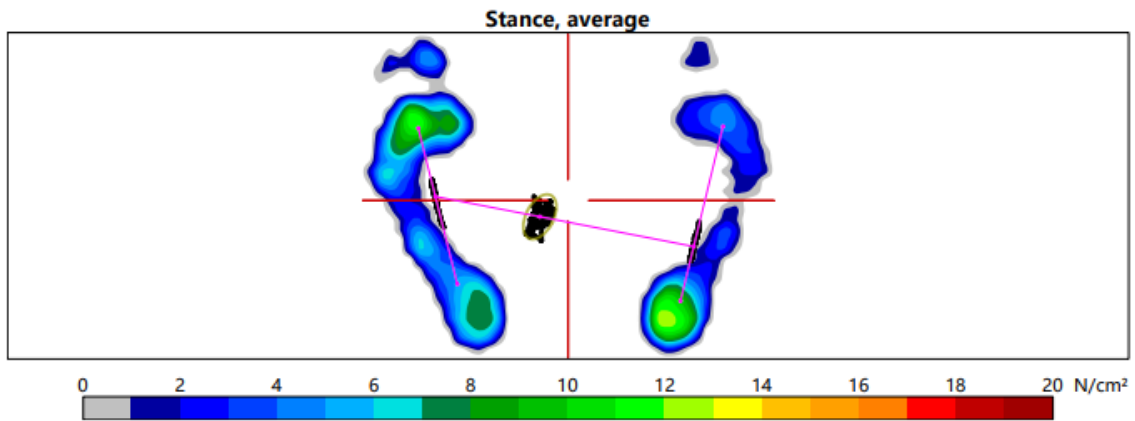
Příloha 4a – Vstupní protokol o analýze stoje na tlakové plošině Zebris

## zebris Stance Report

Person: 1949  
 Record: 21.11.2022 14:00, Stance Analysis, 1.M, DP, bez obuvi, bez OP, deska

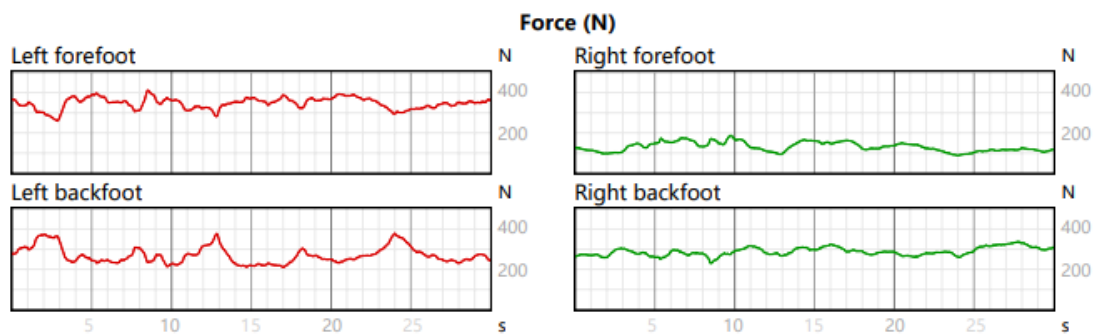


### Stance parameters



Parameters		
Analysis time, sec	30,0	40 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	782	900 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	438	500 mm
COP average velocity, mm/sec	15	16 mm/sec

Parameters advanced		
Length of minor axis, mm	23,9	50 mm
Length of major axis, mm	41,7	50 mm
Angle btw. Y and major axis, deg	27,4	30 deg
Deviation X, mm	-28,4	50 mm
Deviation Y, mm	-18,0	50 mm



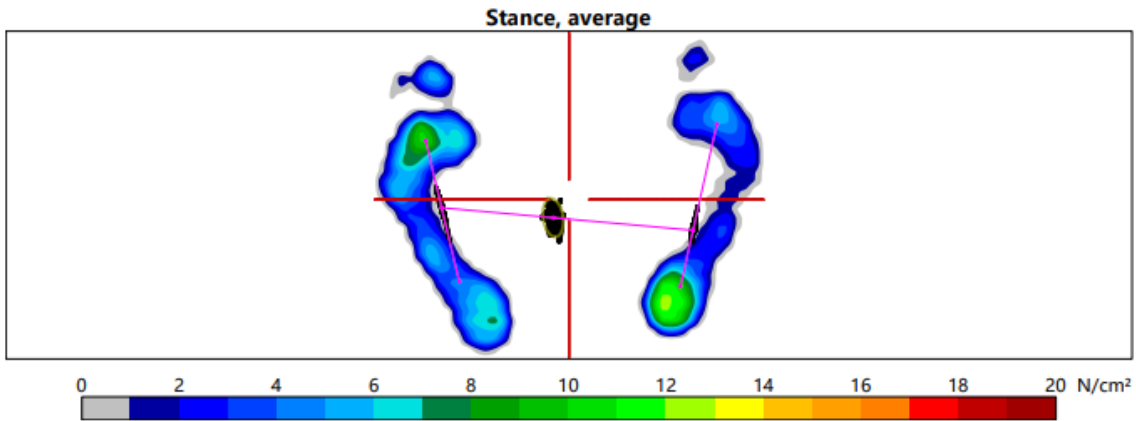
Average Forces (%)					
<b>Left</b>			<b>Right</b>		
Forefoot	56	100%	31	Forefoot	
Backfoot	44		69	Backfoot	
Total	60		40	Total	

## zebris Stance Report

Person: 1949  
 Record: 19.12.2022 13:38, Stance Analysis, 2.M, DP, bez obuvi, bez pomůcky, d...

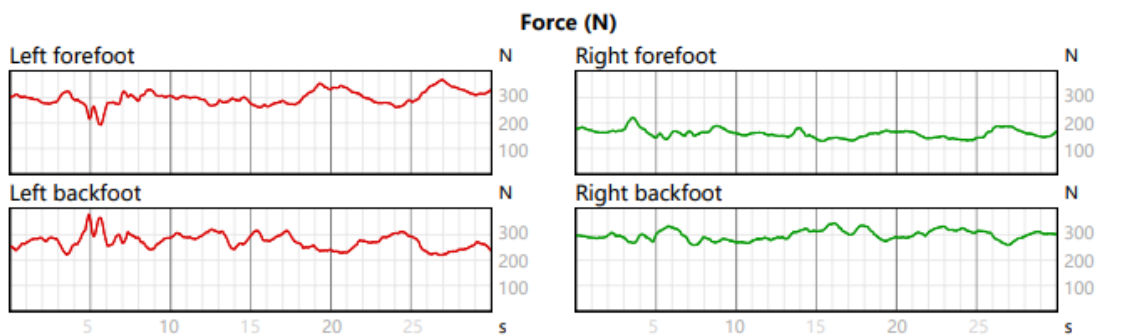


### Stance parameters



Parameters	
Analysis time, sec	30,0
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	507
COP path length, mm	428
COP average velocity, mm/sec	14

Parameters advanced	
Length of minor axis, mm	18,3
Length of major axis, mm	35,3
Angle btw. Y and major axis, deg	8,4
Deviation X, mm	-18,7
Deviation Y, mm	-20,6



**Average Forces (%)**

Left			Right		
Forefoot	52	100%	35	Forefoot	35
Backfoot	48		65	Backfoot	65
Total	56		44	Total	44