Univerzita Karlova
1. lékařská fakulta

Studijní program: Biomedicína
Studijní obor: Fyziologie a patofyziologie člověka

MUDr. Karla Kotková

Prvky motorického učení při obnově hybnosti u pacientů s poruchou CNS

Components of motor learning in motor recovery in patients with CNS disorders

Disertační práce

Školitel: doc. MUDr. Yvona Angerová, Ph.D., MBA
Konzultant: doc. MUDr. Dana Marešová, CSc.

Praha, 2026

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 1.1.2026

KARLA KOTKOVÁ

Podpis

Identifikační záznam:

KOTKOVÁ, Karla. Prvky motorického učení při obnově hybnosti u pacientů s poruchou CNS [C*omponents of motor learning in motor recovery in patients with CNS disorders*]. Praha, 2026. 88 s., 2 přílohy. Disertační práce (Ph.D.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Školitelka: Angerová, Yvona

Poděkování:
Na tomto místě bych ráda poděkovala všem, kteří mě podporovali po celou dobu mé disertační práce. V prvé řadě děkuji mé školitelce doc. MUDr. Yvoně Angerové, Ph.D., MBA, za vedení a předávání znalostí o neurorehabilitaci, motorickém učení a rovnováze. Velký dík patří doc. Daně Marešové, CSc. za cenné rady. V neposlední řadě bych ráda poděkovala celé svojí rodině za dlouhodobou trpělivost.

Abstrakt:

Pohyb je jedním ze základních projevů života a motorické učení je základní proces získávání a zdokonalování pohybových dovedností prostřednictvím zkušenosti, praxe a opakování. Tento proces umožňuje jedinci osvojit si nové pohybové vzory, zdokonalit koordinaci a efektivitu pohybu a přizpůsobit se novým motorickým úkolům, což je zásadní pro vykonávání každodenních činností a specializovaných úkolů. Pacienti s poškozením centrálního motoneuronu ve své většině potřebují dlouhodobou rehabilitací zaměřenou na zlepšení hybnosti končetin a trupu, posturální stability a rovnováhy a dalších funkcí. Rehabilitace pomáhá aktivací neuroplastických, reparačních a kompenzačních mechanismů aktivitami vhodného typu a intenzity, a právě motorické učení s využitím vizuální zpětné vazby je jednou z perspektivních možností. Cílem práce bylo sledovat efekt motorického učení balančních dovedností na posturografické plošině s vizuální zpětnou vazbou a ověřit vliv senzorických vstupů na posturografické parametry rovnováhy. Druhým cílem bylo sledovat mechanismy motorického učení u dvou věkově rozdílných skupin a ověřit, zda je mezi nimi rozdíl. Ve studii motorického učení mladé ženy a seniorky trénovaly na posturometrické plošině s vizuální zpětnou vazbou jedenkrát týdně deset po sobě jdoucích týdnů a byly měřeny časy, za které provedly jednotlivé tréninkové sekvence. Ve studii zkoumající vliv motorického učení na rovnováhu stejným způsobem trénovali pacienti po cévní mozkové příhodě a byly měřeny parametry rovnováhy před a po tréninkovém cyklu. Výsledky ukázaly, že po tréninku s vizuální zpětnou vazbou se zlepšily měřené parametry rovnováhy, zlepšila se především vestibulární složka. Studie cílená na motorické učení potvrdila, že motorické učení s pomocí vizuální zpětné vazby je u starší i mladší populace efektivní a má obdobnou dynamiku, i když u starší populace je dříve dosaženo limitu zlepšování. Závěry prokazují dobré schopnosti motorického učení balančních dovedností i ve vyšším věku. Prokazují také pozitivní dopad tréninku na rovnováhu u pacientů po poškození CNS. Proto by měly být takového prvky tréninku zařazeny do rehabilitace pacientů v rehabilitačních zařízeních i v programech založených na samostatném cvičení v domácích prostředí, i jako prevence poruch rovnováhy u seniorů a předcházení dalším obtížím a pádům.

Klíčová slova: motorické učení, rovnováha, vizuální zpětná vazba, cévní mozková příhoda, stárnutí

Abstract:

Movement is one of the basic signs of life, and motor learning is the fundamental process of acquiring and improving motor skills through experience, practice, and repetition. This process allows individuals to learn new movement patterns, improve coordination and movement efficiency, and adjust to new motor tasks, which is essential for performing everyday activities and specialized tasks. Most patients with central motor neuron damage require long-term rehabilitation focused on improving limb and trunk mobility, postural stabilization and balance, and other functions. Rehabilitation helps by activating neuroplastic, reparative, and compensatory mechanisms through activities of appropriate type and intensity, and motor learning using visual feedback is one of the promising approaches. The aim of the thesis was to observe the effect of motor learning of balance skills on a posturographic platform with visual feedback and to confirm the impact of sensory inputs on posturographic balance parameters. The second aim was to observe the mechanisms of motor learning in two age-differentiated groups and to verify whether there is a difference between them. In the motor learning study, a young woman and a senior woman trained on a posturographic platform with visual feedback once a week for ten consecutive weeks, and the time they took to perform each training sequence was recorded. In the study evaluating the effect of motor learning on stability, patients who had suffered a stroke were trained in the same way, and stability parameters were measured before and after the training period. The results showed that after training with visual feedback, the measured stability parameters improved, with the vestibular component showing the most significant improvement. A study aimed at motor learning confirmed that motor learning with visual feedback is effective in both older and younger populations and shows similar dynamics, although the older population reaches the limit of improvement earlier. The results demonstrate good ability to learn motor balance skills even at an elderly age. They also show the positive impact of training on balance in patients after brain damage. Therefore, such training activities should be included in the rehabilitation of patients in rehabilitation centers and in programs based on individual exercise at home, as well as in the prevention of balance disorders in seniors and the prevention of further difficulties and falls.

Key words: Motor learning, balance skills, visual feedback, stroke, aging

OBSAH

1. ÚVOD 8
1.1. Motorické učení 8
1.2. Neuroplasticita 10
1.3. Zpětná vazba 11
1.3.1. Zpětná vazba s virtuální realitou 12
1.4. Pozornost 13
1.5. Principy motorického řízení 15
1.5.1. Mechanismy udržování rovnováhy těla 16
1.6. Poruchy centrálního nervového systému 21
1.6.1. Poruchy centrálního motoneuronu 21
1.6.1.1 Epidemiologie cévních mozkových příhod 23
1.6.2. Stárnutí 23
1.7. Neurorehabilitace 25
1.7.1. Posturografie 27
1.7.1.1 Sensory Organisation Test 29
2. HYPOTÉZY A CÍLE 32
3. METODIKA 33
3.1. Přístrojové vybavení 33
3.1.1. Synapsys Posturography system 33
3.1.2. Homebalance 36
3.2. Design studie 1 38
3.3. Design studie 2 40
4. VÝSLEDKY 44
4.1. Výsledky studie 1 44
4.2. Výsledky studie 2 52
5. DISKUSE 61
6. ZHODNOCENÍ HYPOTÉZ A CÍLŮ 71

7. ZÁVĚRY..... 72
8. SOUHRN 73
9. LITERATURA 76
10. ZKRATKY 87
11. PŘÍLOHY SEZNAM 89
Příloha č.1 90
Příloha č. 2 91

1. Úvod

1.1. Motorické učení

Pohyb je jedním ze základních projevů života. Závisí na druhu organismu, stáří a typu svaloviny. Předkládaná práce se zabývá dospělým lidským organismem. Motorické učení je proces získávání a zdokonalování pohybových dovedností prostřednictvím zkušenosti, praxe a opakování. Tento proces umožňuje jedinci osvojit si nové pohybové vzory, zdokonalit koordinaci a efektivitu pohybu a přizpůsobit se novým motorickým úkolům. Tento proces je zásadní pro vykonávání každodenních činností a specializovaných úkolů a je ovlivněn různými faktory (kognitivními, motorickými a environmentálními) (Schumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012). Motorické učení je součástí komplexních kognitivních funkcí. Vyžaduje plánování, rozhodování, řešení problémů, případně inhibici chybného chování. Aktivuje procedurální i deklarativní paměť a zlepšuje tak schopnost učení a adaptace i v jiných oblastech. Je součástí neuroplastických mechanismů, spočívajících ve strukturálních i funkčních změnách neurálních okruhů. Stojí za tím spouštěcí mechanismy doprovázející fyzickou aktivitu, jako jsou změny prokrvení mozku a saturace kyslíkem, tak i aktivace dalších faktorů, jako je uvolňování signálních molekul (BDNF a dalších neurotrofních a neuroprotektivních faktorů) (Bezzola L. et al., 2012, Boudreau SA. et al., 2013). Aktivace neuroplastických mechanismů může přesáhnout oblasti přímo spojené s motorickým učením a pozitivně ovlivňovat i jiné prvky kognitivních funkcí (Berghuis KM. et al. 2015). Lze pozorovat zlepšení i jiných forem učení a paměti, zlepšení interhemisferického spojení i parametrů verbální komunikace (Bislick LP. et al., 2016). Motorický trénink tak může zlepšovat celkový proces rehabilitace po poškození mozku (Gokeler A. et al., 2019).

Teorie motorického učení byla již v roce 1967 rozpracována Fittsem a Posnerem, kteří učení rozdělili do tří hlavních fází. (Fitts PM., Posner MI., 1967).

První fází motorického učení je kognitivní fáze, kdy se jedinec seznamuje s cílem nového pohybu a současnými podmínkami polohy těla, končetin atd. Tvoří strategie pohybu, případně hledá optimální možnosti jeho provedení. Pohyb je vědomý a vyžaduje vysokou míru kognitivní aktivity a soustředění. Při provádění

pohybu se jedinec spoléhá na zpětnovazebné údaje z proprioreceptorů a dalších smyslových vstupů. Pohyb proto není optimálně koordinován a současnou aktivací dalších svalových skupin je i energeticky méně efektivní. Výkon není konzistentní, může se lišit v závislosti na podmínkách, únavě nebo množství přijatých informací.

V následné druhé tzv. asociativní fázi se zlepšuje koordinace, pohyb je plynulejší a vyžaduje méně vědomé kontroly. Pohyb se stává automatickým a efektivním, jedinec ho provádí s menším úsilím. Omezují se chyby při provádění pohybu, klesá energetická náročnost, protože se pohybu účastní méně svalových skupin. Nervové reprezentace dovednosti se stávají stabilnější a výkon je konzistentnější s menším výskytem chyb. Tato fáze může trvat dny, týdny až měsíce dle cvičení a intenzity tréninku.

Třetím stupněm motorického učení je autonomní fáze, kdy se pohyb stává automatickým a efektivním, jedinec ho provádí s minimálním volním úsilím, je schopen zaměřit/rozdělit pozornost i jinam než na trénovanou dovednost. To umožňuje souběžné vykonávání jiných úkolů (dual task), protože naučená dovednost nyní vyžaduje minimální kognitivní úsilí. V této fázi jsou pohyby relativně odolné proti rušivým vlivům. (Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012)

Kognitivní fázi lze z jiného pohledu charakterizovat jako období nekonzistentního výkonu a největšího zlepšení/pokroků, ale s mnoha chybami, vedoucími k výběru vhodné strategie, obdobím, kdy se učí používat zpětnou vazbu k modifikaci výkonu. Fázi asociační charakterizují menší pokroky, přetrvávající nekonzistentní výkon, méně chyb, zvyšuje se efektivita zpětnovazebného řízení a pohyb méně závisí na vstupních podmínkách. Autonomní fáze je charakterizována již automatizovaným výkonem s malou chybovostí i při ev. rušivém okolí. Když se dovednost dostane na tuto úroveň automatizace, ztrácí se přístup ke kognitivním procesům, které si jedinec vyzkoušel v první fázi (Kerr A. a Rowe P., 2019).

Učení motorických dovedností zahrnuje změny v neurálních okruzích mozku, zejména v oblastech odpovědných za kontrolu pohybu, jako je motorická kůra, bazální ganglia a mozeček a mozkový kmen. Mozkový kmen integruje signály z vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému a řídí reflexní okulomotorické reakce (stabilizace pohledu) a posturální reflexy. Mozeček řídí a

koriguje koordinaci a přesnost pohybů, uplatňuje se při udržování rovnováhy a anticipuje působení chybových vnějších a vnitřních vlivů (Marchese SM. et al., 2020, Tolu S. et al., 2020). Bazální ganglia umožňují automatické pohyby a přechody mezi různými polohami (např. chůze, otáčení) (Groenewegen HJ., 2003).

Při kognitivní fázi motorického učení, tedy při tvorbě pohybové strategie a při detekci chyb se uplatňuje hlavně mozková kůra. Plánuje a zahajuje vědomé pohyby a využívá již naučené pohybové sekvence a jejich kombinace. Vstupní informace a zadání pohybu jsou srovnávány s již naučenými motorickými prvky. Uplatňuje se zde deklarativní, nedeklarativní a pracovní paměť.

Úlohou deklarativní paměti je vědomé zpracování pohybového programu a dalších vstupních informací. Uplatňuje se i při následné zpětnovazebné kontrole jeho provedení. Nedeklarativní složky paměti jsou zodpovědné za ukládání pohybových dovednosti, převádí vědomé pohyby do automatických motorických programů a redukuje kognitivní náročnost provádění pohybů. Zatím co deklarativní paměť pomáhá v počáteční fázi učení motorických dovedností (vědomé instrukce, strategie), s opakovaným cvičením dochází k převodu do nedeklarativní paměti, což umožňuje automatizaci pohybů (Kittnar O. et al., 2020)

1.2. Neuroplasticita

V procesech učení, tj. při tvorbě paměťových stop, se uplatňují obecné mechanismy neuroplasticity. Podmiňují strukturální základ procesů učení a paměti, včetně vytváření motorických programů a jejich zapojení do strategie chování. Paměťové stopy v podobě motorických programů spočívají ve strukturální a funkční reorganizaci příslušných neurálních okruhů. Jejich základem je synaptická plasticita, která mění účinnost (váhu) synaptického přenosu jak v případě synapsí již existujících (model postsynaptické potenciace a deprese), tak aktivací novotvorby a přestavby integračních okruhů – strukturální plasticita. Tyto procesy jsou řízeny cílenou expresí specifických genů – molekulární plasticita (Morris RG. et al., 1989)

Neuroplastické děje podmiňující učení a tvorbu paměťových stop mají různou dynamiku – od změn rychlých a někdy jen krátkodobých, po reakce dlouhodobé až trvalé, navozené např. opakovaným učením (Lövdén M. et al., 2013). Uplatňují se již v období vývoje nervového systému, kdy interakcí genetických a epigenetických faktorů vzniká pro daného jedince optimální struktura senzorických, motorických i integračních okruhů – vývojová plasticita. I po ukončení vývoje mohou neurální okruhy reagovat na změny funkční zátěže – adaptační plasticita. Také při jejich porušení, případně jako důsledek změn doprovázejících stárnutí, může být struktura neurálních okruhů obnovována a přizpůsobována – reparační plasticita. (Dimyan MA. a Cohen LG., 2011, Trojan S. a Pokorný J., 1999). Efektivitu učení motorických dovedností ovlivňuje několik faktorů – věk, zpětná vazba, pozornost, motivace, procvičování a opakování.

Neurální okruhy v mozku nejsou určeny pouze geny, lidský mozek vyniká plasticitou i díky schopnosti využít informace z prostředí. Neurony jsou utvářeny tak, aby reagovaly na senzorické stimuly, na sebe navzájem a na eventuální poškození. Neuroplasticita umožňuje mozku adaptaci na měnící se prostředí a cílenou tvorbou neurálních okruhů umožňuje splnění jeho individuálních potřeb (Kaas JH., 2015). Senzorické i motorické zážitky, učení, přirozená odměna (sex, sociální interakce, hra), prenatální zkušenost, prekonceptuální zážitky, výživa, stárnutí, stress, psychoaktivní látky, pohlavní hormony, protizánětlivé a neurotrofické faktory a další vlivy jsou faktory ovlivňující synaptickou organizaci mozku. (Kolb B. a Gibb R., 2014). Plasticita závislá na aktivitě je neurofyziologickým podkladem neurorehabilitace (Kerr AL. et al., 2011).

1.3. Zpětná vazba

Zpětná vazba se v regulaci tělesných funkcí vyskytuje běžně (např. mozeček koriguje úchylky ze směru pohybu). Pro motorické učení je nějaká forma zpětné vazby nezbytná, pomáhá opravovat chyby a zdokonalovat jednotlivé pohyby i jejich souhru (Schmidt RA., et al., 2018). Zahrnuje všechny senzorické informace, které jsou k dispozici v důsledku provedeného pohybu. Vnitřní zpětná vazba znamená informace z různých senzorických systémů (např. vizuální informace o tom, zda byl

pohyb přesný, somatosenzorické informace o poloze segmentů těla…). Vnější (nebo rozšířená) zpětná vazba doplňuje vnitřní zpětnou vazbu – rozšiřuje a upřesňuje informace během nebo na konci úkolu. (Shumway-Cook A. a Woollacott, MH., 2012). Informace o výsledku úkolu se nazývá zpětná vazba o výsledku (*knowledge of result*), informace o průběhu pohybu se nazývá zpětná vazba o provedení (*knowledge of performance*).

Rozšířená zpětná vazba se používá v motorickém učení v rámci rehabilitace, sportu, tréninku profesních dovedností apod., důležitá je jeho forma i frekvence. (Weeks DL. a Kordus RN., 1998). Za rozšířenou zpětnou vazbu považujeme v tomto kontextu externí zpětnou vazbu, tj. informace poskytnuté druhou osobou (terapeutem, trenérem, instruktorem…), a interakční zpětnou vazbu, tj. informace generované pohybem samotným. Jako rozšířenou zpětnou vazbu lze použít i biofeedback. Biofeedbackem nazýváme postupy založené na přístrojové technice, které pomáhají ovlivňovat funkce lidského organismu tím, že ukazují některou zvolenou funkci (tepová frekvence, dechová frekvence, napětí svalů, teplota kůže…). Principem je kontinuální zaznamenávání funkce přístrojem a její zobrazování pro sledování zrakem a/nebo sluchem. (Basmajian JV., 1979, Schwartz MS., 2010). Další možností využití rozšířené zpětné vazby je zpětná analýza online sbíraných dat, která poskytuje terapeutům i pacientovi informace o pohybu, jeho množství a pravidelnosti, což se používá například při sledování aktivity horních končetin u pacientů s hemiparézou akcelerometry (senzory jako náramky na zápěstí) (Sládková P. et al., 2013). Podíl na motivaci pacienta má i vědomí, že je sledován, obvykle se tedy snaží dodržovat doporučená cvičení a více zapojovat paretickou končetinu do aktivit i v domácím prostředí.

1.3.1 Zpětná vazba s virtuální realitou

V posledních dekádách jsou jednou z možných forem zpětné vazby i terapeutické programy využívající virtuální realitu (VR). Použití VR se ukazuje jako úspěšnější než tradiční biofeedback (BF). Díky velké variabilitě programů překonávají přístroje s VR negativa BF jako je nízká motivace k léčbě, nízká pozornost a obtížnost přenosu naučených schopností do každodenního života. Na VR založené tréninky mají

výhodu nejen lepší motivace, ale i lepšího uživatelského zážitku, soustředěného zapojení pacienta do prováděné aktivity a zvýšení jeho pozornosti (Luddecke R. a Felnhofer A., 2022). I zpětná vazba s použitím VR je založena na měření zvoleného parametru a následném předání této informace pacientovi prostřednictvím vizuálního, akustického nebo taktilního signálu. Takto může například vizuální zpětná vazba (vizuální feedback VF) poskytovat informaci o směru a velikosti změny polohy průmětu těžiště, což vede pacienta k lepší kontrole a plynulejší korekci zadaného pohybu. Protože důsledný trénink je nezbytný pro posílení nervových drah a zlepšení výkonu dovedností (Voecker-Rehage C., 2008), je využití VF a konzistentního tréninku, které nám tyto přístroje (například stabilometické plošiny) dovolují, využitelné například v tréninku balančních dovedností. (Čakrt O. a Jeřábek J., 2017, Janatová M. et al., 2015, Srivastava A. et al., 2009, Šajtárová L. et al., 2020).

V tréninku rovnováhy a chůze lze využít přístroje s pohyblivým chodníkem (treadmillem) a možností vizuální či sluchové zpětné vazby (rozložení váhy, symetrie kroku) generované podle nášlapu (kontaktu plosky), který chodník při pohybu zaznamenává (Genthe K. et al., 2018, Schenck C. a Kesar TM., 2017).

U starších pacientů jsou tréninky s VR a VF využívány ke zlepšení rovnováhy a svalové síly dolních končetin (Ozaki K. et al., 2017) a ke snižování rizika pádu (Bieryla KA. a Dold NM., 2013, Kamińska MS. et al., 2017). Ve studii Syed-Abdul S. et al. (Syed-Abdul S. et al., 2019), která sledovala zkušenost starších pacientů s používáním VR, senioři vnímali VR jako užitečnou a příjemnou zkušenost. Laver K. et al. (Laver K. et al., 2012) zjistili, že terapie s VR je stimulující k pravidelnosti a výdrži v tréninkových aktivitách.

1.4. Pozornost

Jedním z důležitých způsobů, jakým zpětná vazba ovlivňuje učení, je upoutání pozornosti trénující osoby na konkrétní aspekt dané dovednosti. Pozornost je schopnost mozku vybrat a upřednostnit podnět pro danou chvíli nejdůležitější, umožnit tím jeho zpracování a současně potlačit stimuly ostatní. Hlavním cílem tohoto procesu je zlepšení senzorického, motorického a kognitivního zpracování

vnějších podnětů, myšlenek a vykonávaných činností. Pozornost úzce anatomicky i funkčně souvisí s exekutivními funkcemi mozku. Bývá k nim proto řazena a případná poškození se často týkají obou funkcí společně. Frontální laloky řídí a integrují informace z nižších etáží CNS a jiných oblastí mozkové kůry. Při jejich postižení se může objevit porucha propojení kognitivní, afektivní a sociální inteligence. Poruchy pozornosti jsou ale velmi časté i u postižení ostatních mozkových laloků např. u většiny demencí, u metabolických a toxických encefalopatií či u duševních poruch. (Uhrová T. a Roth J., 2020).

Různé teoretické koncepty rozlišují záměrnou (aktivní) a bezděčnou (pasivní) pozornost, pozornost zaměřenou (selektivní, pracující s jedním podnětem) a rozdělenou (umožňující více činností najednou), sluchovou a zrakovou pozornost, trvalou a střídavou pozornost. (Hartl P. a Hartlová H., 2000).

Pozornost je klíčová pro proces učení a jeho efektivitu, jedním z faktorů, který se ukázal jako důležitý pro motorické učení, včetně balančních dovedností, je zaměření pozornosti. Pokyny nebo zpětná vazba, které vyvolávají vnější zaměření pozornosti, tj. směrování pozornosti na účinky pohybu na prostředí (např. pohyb bodů na opěrné ploše), vedou k efektivnějšímu motorickému výkonu než ty, které zaměřují pozornost na samotné pohyby těla (např. pohyb plosek), nebo pokyny bez zaměření pozornosti. (Wulf G., 2007). Například ve studiích, v nichž byli účastníci požádáni, aby se naučili udržet rovnováhu na platformě, která se naklání doleva a doprava (stabilometrická plošina) a byli instruováni, aby se soustředili na udržení značek připevněných k platformě v horizontální poloze (vnější zaměření), dosáhli lepších výsledků než probandi, kteří dostali pokyn soustředit se na udržení nohou ve vodorovné poloze (vnitřní zaměření) (Wulf G. et al., 2001). Fakt, že výhody vnějšího zaměření se prokázaly nejen proti vnitřnímu zaměření, ale také ve srovnání s kontrolními podmínkami bez zaměření pozornosti, vede k závěru, že pokud jsou ponecháni sami sobě, mají jedinci tendenci volit méně efektivní (pravděpodobně vnitřní) zaměření pozornosti. (Wulf G. et al., 2003, 2009). Chiviacowsky ověřila, že tyto principy vlivu vnějšího změření pozornosti lze zobecnit i na starší populaci. (Chiviacowsky S. et al., 2010).

1.5. Principy motorického řízení

Motorické řízení je liší v různém věku, typický je prvotní vývoj základních dovedností v dětství, rozvoj specializovaných činností v dospívání a dospělosti, a naopak zpravidla postupný pokles aktivit ve starším věku (Berghuis KM. et al., 2015, Kerr A. a Rowe P., 2019). Se schopností pohybu se rodíme, ale musíme se naučit pohybovat se obratně. Při běhu, chůzi s protézou, při tanci nebo obsluze stroje, uplatňujeme své motorické dovednosti, z nichž každá je výsledkem kratšího či delšího a často náročného procesu učení. Motorické řízení pohybů zahrnuje několik kategorií pohybů, které jsou řízeny různými mechanismy v nervovém systému (Magill R. a Anderson DI., 2021, Wolpert DM. et al., 2001). Volní pohyby jsou iniciované vůlí a podléhají vědomé kontrole. Zahrnují prvky naučené (motorické programy) umožňující koordinaci jednotlivých částí těla, kontrolu rychlosti a síly pohybu a případné doprovodné činnosti (např. úprava ventilačních pohybů při silovém cvičení). Zahrnují však i složku nově vytvářeného pohybového vzorce, která má charakter kognitivní fáze motorického učení. Více či méně výrazné je i zapojení zpětnovazebné kontroly pohybů (proprioceptorová či zraková zpětná vazba) (Scott SH. et al., 2015).

Opakováním a cvičením lze dosáhnout formy pohybů označované jako zručné pohyby (*skilled movements*). Činnost takto vykonávaná může být složitá, komplexní, koordinovaná s velkou přesností a obvykle vyžaduje dlouhodobé učení. Řízení těchto druhů pohybů je záležitostí primární motorické a premotorické mozkové kůry s výraznou spoluprací mozečkových neurálních okruhů, které se podílejí na jemném ladění pohybů. Významná je zpětná vazba ze somatosenzorického systému pro úpravu pohybů v reálném čase (Keele SW., 1968).

Specifický charakter mají balistické pohyby. Jsou většinou rychlé, cílené bez možnosti korekce zpětnou vazbou během jejich trvání. Tyto pohyby jsou předem naprogramované v motorické kůře a mozeček je zodpovědný za jejich precizní načasování. Jakmile je pohyb iniciován, nemůže být změněn na základě senzorické zpětné vazby. Balistické pohyby jsou podkladem velké části očních pohybů (Desmedt JE. a Godaux E., 1979, Kagaya K. a Patek SN., 2016).

Z hlediska řízení pohybů mají svébytné postavení anticipační pohyby. Jsou to pohybové akce, které předcházejí očekávané události. Tyto pohyby jsou založeny na předvídání a hrají klíčovou roli v motorickém učení, sportu i každodenních aktivitách. Jsou výsledkem analýzy smyslového vjemu (nejčastěji zrakového, sluchového nebo hmatového podnětu) s cílem předvídat jeho budoucí vývoj a ve vhodném okamžiku spustit předprogramovanou motorickou reakci. Spuštěný motorický program pak cílí ne k zachycené senzorické situaci, ale k předem predikovanému cíli. Tento druh řízení pohybů má společné prvky s balistickými pohyby – je předprogramován. Většinou proto vyžaduje usilovné a soustavné cvičení a opakovaní. Schopnost predikce vývoje nějakého dynamického děje je záležitostí hlavně mozečkových neurálních okruhů (Bastian AJ., 2006)

1.5.1. Mechanismy udržování rovnováhy těla

Udržování rovnováhy těla (posturální kontrola) je komplexní proces, který zahrnuje smyslovou integraci, motorickou odpověď a mozkovou regulaci. Rovnováha je udržována díky spolupráci centrální nervové soustavy (CNS), smyslových receptorů a svalového systému (Ivanenko Y. a Gurfinkel VS., 2018). Funkce těchto velmi složitých systémů závisí na vlastnostech jejich jednotlivých členů a vyžaduje přesnou organizací vzájemných vztahů. Stabilizace vertikální polohy je složitý dynamický proces, který vyžaduje součinnost subkortikálních struktur včetně cerebella. Tato činnost je řízena proprioceptivní aferencí z vestibulárního aparátu a z periferie pohybového systému, aferencí optomotorickou, exteroceprivními kožními signály a též interoceptivními signály z vnitřních orgánů. (Deliagina TG. et al., 2007, Véle F., 2006)

Rovnováhu zajišťuje integrace tří hlavních smyslových vstupů:

Vestibulární systém (rovnovážný orgán ve vnitřním uchu) poskytuje informace o poloze hlavy a jejích lineárních a rotačních pohybech. Je důležitý pro udržení stabilního postoje, zejména při pohybu, jako je chůze nebo běh.

Somatosenzorický systém (propriocepce a taktilní čití) zprostředkovává informace z kůže, svalů, šlach a kloubů a uvědomovat si polohu těla nebo končetin

bez vizuální kontroly. Je důležitý pro udržení dynamické rovnováhy a pro reakce na nečekané změny v poloze těla.

Zrakový systém umožňuje orientaci v prostoru, vnímání horizontu a sledování pohybu okolí. Zrakové vjemy mohou napomáhat při provádění komplexních pohybů využívajících větší počet svalových skupin, případně při probíhající stimulaci vestibulárního ústrojí paralelním pohybem celého těla.

Smyslové informace jsou zpracovávány na několika úrovních centrálního nervového systému (Feldman AG., 2016). Mozkový kmen integruje signály z vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému, řídí reflexní okulomotorické reakce (stabilizace pohledu) a posturální reflexy. Mozeček řídí koordinaci a přesnost pohybů a koriguje případné nepřesnosti při jejich provádění.

Bazální ganglia řídí automatické pohyby a přechody mezi různými polohami (např. chůze, otáčení), s využitím cyklicky spouštěných pohybových vzorců (pattern generators – chůze, profesní motorická činnost, sport). Motorická kůra plánuje a zahajuje vědomé pohyby pro udržení rovnováhy.

Motorické reakce směřující k udržení rovnováhy jsou cíleny ke svalům, jejich úkolem je vychýlení z rovnováhy kompenzovat. Nejrychlejší reakci představují posturální reflexy reagující na signály z proprioceptorů. Kompenzační (reaktivní) pohyby doprovázejí pohyby vykonávané za jiným účelem, které by však mohly polohu těla ohrozit (týkají se většinou svalů trupu a dolních končetin). Podobně fungují i anticipační (předem naplánované reakce) udržující stabilitu aktivací příslušných svalů ještě před vlastním pohybem. Jsou založeny na předchozí zkušenosti a využívají naučené pohybové vzorce (Allum JHJ. et al.,1998).

Motorický systém trupu zapojený do aktivní stabilizace je označován jako hluboký stabilizační systém (core stability) zajišťující stabilizaci páteře, pánve a trupu. Zahrnuje svaly podél páteře, břišní svaly a svaly pánevního dna (případně gluteální svaly). Jejich koordinovaná aktivita stabilizuje páteř a umožňuje efektivní funkci svalů končetin. Stabilizační mechanismy se aktivují dynamicky a v reálném čase podle potřeby. Při chůzi je např. důležitá koordinace mezi pohybem paží a nohou a aktivací stabilizačních svalů trupu, spolu se schopností přizpůsobit krok v reakci na změny v prostředí. Při sportovních aktivitách (např. běhu, fotbale) se stabilizační systémy přizpůsobují různým podmínkám (rychlost, směr, nárazy), což vyžaduje vysokou

úroveň koordinace a reakce (Feldman AG., 2016).

Posturální učení se projevuje zlepšenou koordinací svalových skupin zapojených pro statické i dynamické udržení polohy těla (reaktivní posturální kontrola) (Nagy E. et al., 2018). Učení (trénink) zvyšuje také zapojení anticipačního řízení polohy těla. Při plánování pohybu mozek předvídá možné narušení rovnováhy a aktivuje stabilizační svaly ještě před samotným pohybem. Tento proces zahrnuje vytvoření paralelního posturálního programu k plánovanému motorickému výkonu. V součinnosti všech řídících oblastí CNS (motorický kůra, mozeček, bazální ganglia, mozkový kmen) jsou aktivovány posturální svalové skupiny ještě před samotným pohybem (o 50–100 ms dříve). Poruchou anticipační posturální kontroly jsou vysvětlovány častější pády u seniorů (Ruget H. et al., 2008).

I když posturální kontrola není považována za "skilled movement" v tradičním smyslu, vyžaduje určitou úroveň koordinace, reflexní reakce a adaptace na měnící se podmínky (např. zrychlení chůze nebo změna terénu). V některých sportovních nebo funkčních aktivitách (např. v gymnastice nebo baletu) může posturální kontrola vykazovat některé prvky dovednostních pohybů, protože vyžaduje koordinaci, flexibilitu a schopnost udržet rovnováhu při precizních pohybech (Magill R. a Anderson DI., 2021, Slobounov S. a Newell KM., 1994).

Z pohledu biomechanického můžeme rovnováhu definovat jako schopnost udržovat těžiště nad opěrnou bází. Opěrnou bází rozumíme myšlenou plochu vytvořenou postavením dolních končetin. Rovnováha lidského těla je ale komplexní proces, který potřebuje propojení vstupních aferentních sensomotorických informací do mozku a provedení vhodné odpovědi muskuloskeletálním systémem. Zajišťování polohy těla u zdravého organismu má reflexní charakter. Primárně je řízeno hybnými centry mozkového kmene, především retikulární formací a vestibulárními jádry, a to prostřednictvím koordinace polohových, postojových a vzpřimovacích reflexů. Aferentace přichází především z proprioreceptorů, zrakových receptorů a ze statokinetického čidla. Nejdůležitějšími eferentními drahami jsou vestibulospinální a retikulospinální dráhy. (Kittnar O. et al., 2020)

Udržování rovnováhy je výsledkem správné časové a fázové synchronizace informací z periferie a jejich adekvátním centrálním zpracováním. Při organické či

funkční poruše analyzátorů či centrálních struktur dochází k desynchronizaci a následné poruše rovnováhy (Čakrt O. a Jeřábek J., 2017). Pohybové strategie pro dosažení rovnováhy nejsou výsledkem stereotypních reflexů, ale vznikají centrálním učením udržovací rovnováhy v různých úkolech a kontextech. Rovnováha je tedy výsledkem hierarchicky uspořádaných reflexů a reakcí (Kittnar O. et al., 2020). Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťována jenom neviditelnou aktivitou hlubokých vrstev krátkých svalů na páteři a m. iliopsoas na osovém orgánu a akrálními svaly dolní končetiny a m. soleus. Při horší stabilitě se aktivují viditelně svaly lýtkové a bércové (lze pozorovat jako „hru šlach“). Při dalším zhoršení stability se aktivují svaly stehenní a později i dlouhé svaly trupu. Se stoupající instabilitou se zvyšuje podíl hmotnějších svalových skupin, protože ke korekci je zapotřebí většího silového momentu. Při zúžení oporné báze stojem na jedné noze se nárok na udrženi stability zvyšuje. Schopnost krátkodobého stoje na jedné noze je nutnou podmínkou stability bipedální lokomoce. (Vařeka I., 2002, Véle F., 2006)

Řídicí systém se snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné kontaktní plochy pomocí motorických strategií. Strategie jsou automatické posturální reakce, pomocí nichž dokáže jedinec okamžitě reagovat na balanční a pohybové nároky v prostoru. Balanční strategie jsou spouštěny proprioceptivními vstupy z oblasti kotníku a potom modulovány ostatními senzorickými signály (Kerr A. a Rowe P., 2019). Základní strategie jsou hlezenní a kyčelní. Hlezenní strategie je využívaná pro zajišťování stability těla při pohybech malého rozsahu. Rozhodujícím senzorickým systémem pro vznik této strategie je propriocepce, při jejíž ztrátě dochází ke snížení schopnosti vytvářet tento typ strategie. Kyčelní strategie je využívaná při zajišťování stability při pohybech o větším rozsahu. Je předstupněm krokové strategie. Dochází k prohnutí těla dozadu a ke snížení polohy těžiště. Pro aktivaci kyčelní strategie je rozhodující vestibulární systém, a proto při jeho poruše chybí značná část posturálních reakcí (Horak FB. et al., 1990).

Senzorická integrace je vyšším stupněm integrace vstupních informací několika senzorických modalit. Při řízení rovnováhy umožňuje senzorická integrace výběr adekvátních balančních reflexů. Při poškození se integrační mechanismy reorganizují podle měnících se vnějších podmínek nebo v důsledku poškozeného senzorického vstupu s cílem zbavit se zkreslených informací (Norre ME., 1994). Senzorický systém obsahuje vestibulární, vizuální a somatosenzorický vstup, ale

žádný ze subsystému neurčuje přesně polohu těžiště (*center of mass* COM). Těžiště je definováno jako působiště celkové přitažlivé síly působící na těleso (Enoka RM., 2015) nebo jako myšlený bod okolo kterého je hmota tělesa stejně rovnoměrně rozložena, tedy bod určený jako vážený průměr COM všech tělesných segmentů (Braune W. a Fischer O., 1984). Stupeň stability (odolnosti proti převržení) je závislý na čtyřech faktorech: Na výšce těžiště nad opěrnou bází, na velikosti opěrné baze, na umístění průmětu trajektorie těžiště v opěrné bazi a na hmotnosti tělesa. Stabilita se zvětšuje se snížením těžiště, širší bazí, projekcí trajektorie co nejblíže středu opěrné baze a případně zvýšením hmotnosti objektu. Znalost toho, jak a kde gravitační síla působí na tělo a jeho segmenty, je důležitá klinicky pro usnadnění pohybu, úpravu cvičebních úkolů, rovnovážných cvičení a prevenci pádů. Těžiště dospělé osoby v anatomické poloze bylo Braunem a Fischerem nalezeno cca 6 cm před druhým sakrálním obratlem. Přesné umístění se ovšem mění podle tělesných proporcí a distribuce váhy. Obvykle je u mužů o něco výše (mají hmotnější ramena) a u žen níže (mají hmotnější boky). Každé vychýlení z rovnovážné pozice způsobí přemístění těžiště (Braune W. a Fischer O., 1984).

Vestibulární systém poskytuje informace o pozici hlavy vzhledem ke gravitaci, stejně tak při pohybu přes lineární a úhlové zrychlení hlavy. Proprioceptivní systém, složený ze svalů, kloubů, kožních a fasciálních receptorů, poskytuje informace o stavu efektorovém aparátu, jako je délka a síla zapojených svalů, o pozici v prostoru a informace o prostředí, o povrchových podmínkách atd. Propriocepce poskytuje informace o pohybu těla ve vztahu k danému povrchu a pohybu a orientace tělních segmentů ve vztahu k ostatním. Plantární povrchová aference má důležitou roli v regulaci balance ve stoji. Vizuální systém neposkytuje pouze informace o prostředí, ale také informace o orientaci a pohybu těla, a tak podává exteroceptivní informace (Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012). Zrak a propriocepce jsou relativními senzory, což znamená, že dávají data o vztahu mezi jedincem a jeho okolím, ale tato data nemusejí být vždy důvěryhodná. Zrak se stává nespolehlivým, pokud se vyskytneme v situaci, kdy je převaha okolního vizuálního prostředí v pohybu. Podobně je to u propriocepce. Pouze vestibulární systém se vztahuje pouze ke gravitaci. Problém je, že tento systém není v poskytování potřebných dat tak rychlý jako předchozí dva. V důsledku toho mozek vyvinul dvoustupňový systém odpovědi. Na počátku reaguje na informace zrakové a proprioceptivní a jakmile jsou dostupné

vestibulární informace, opraví nevhodnou odpověď nebo umožní dokončit již zvolenou vhodnou reakci (Králíček P., 2023).

1.6. Poruchy centrálního nervového systému

Poškození centrálního motoneuronu mohou být fyziologická stárnutím tkání nebo patologická. Nejčastější příčinou akutního poškození nervové tkáně jsou cévní poruchy, dále nádory a poranění hlavy.

1.6.1 Poruchy centrálního motoneuronu

Patologická poškození CNS mohou způsobovat různé kombinace motorických a senzorických dysfunkcí a poruchy kognitivních funkcí. Intenzita těchto klinických symptomů závisí na rozsahu a lokalizaci léze i na intenzitě a účinnosti reparačních mechanismů (Branco et al. 2019, Thilarajah et al., 2018).

Mnoho faktorů může porušit udržování polohy těla a rovnováhy, léze CNS může přímo zasáhnout kteroukoli komponentu vestibulárního systému, může změnit propojení senzorického vstupu aferentace a motorických příkazů nutných pro rovnováhu a též přímo poškodit rovnovážnou motorickou odpověď. Další přímé účinky léze jako slabost svalu, hypestezie až anestezie, poškození vizu, mohou také vyústit v poškození složitého systému udržujícího rovnováhu těla, a to jak její statickou formu (sed, stoj), tak formu dynamickou (chůze). Rovněž nesmíme opomenout nepřímé důsledky mozkové léze jako jsou kontraktury, změny konfigurace kloubů atd. U pacientů po cévních mozkových příhodách bylo potvrzeno několik specifických abnormalit udržování rovnováhy. Tito pacienti hůře kontrolují vůlí výkyvy v klidném stoji, rovnovážné reakce mají delší latenci na paretické končetině, na postižené straně je nižší amplituda reakčních sil, reakce jsou postiženy i nesprávným automatickým výběrem svalů při provádění vhodné rovnovážné odpovědi (Tasseel-Ponche et al., 2015, Zadravec et al., 2020).

První příznaky úpravy se mohou objevit již v několika dnech po vzniku akutního poškození. Jiné druhy poruch mozkových funkcí jsou obnovovány velmi pomalu (Byblow WD. et. al., 2015) Je to pravděpodobně důsledek remodelace neurálních okruhů, spočívající na strukturální přestavbě poškozené, případně jinak funkčně zatížené nervové tkáně. Tento typ neuroplastických změn neprobíhá stejně intenzivně ve všech funkčních systémech mozku. Motorické dysfunkce se obnovují zpravidla dříve než senzorické poruchy nebo kognitivní poruchy. Lze říci, že základní organizace neurálních okruhů je dána genetickým programem. Jednotlivé prvky těchto okruhů jsou navíc schopny upravovat svoji funkci i stavbu na základě vnitřních nebo zevních podnětů. (Kolb B. a Gibb R., 2014). V klinické rehabilitační praxi se snažíme ovlivnit poškozenou funkci co velkou a rozmanitou nabídkou informací směřovanou do poškozené oblasti, aby mohly být vytvořeny co nejkvalitnější reparační či náhradní mechanismy, tedy využitím všech terapeutických postupů fyzioterapie, ergoterapie, logopedie a neuropsychologie. Čím více technik můžeme do terapie zapojit, tím větší část mozkové kapacity můžeme využít a tím lépe je obvykle pacient schopen poškozené funkce znovu obnovit (Buma F., et. al., 2013). Mechanismy učení, kterých se snažíme využít, jsou v obnově pohybu úzce svázány s kapacitami procedurální (nedeklarativní) paměti. Je součástí různých projevů chování, paměťové stopy se vytvářejí postupně mnohonásobným opakováním, projevují se zlepšením výkonu při určité činnosti a slovní formou se obtížně vyjadřují. Pro rehabilitaci motoriky má klíčovou roli motorická část nedeklarativní paměti (tvorba pohybových vzorců, jejich časový a prostorový sled) a senzorická část (tvorba percepčních schémat, např. ukládání vzorce postupů pro zpracování určitých smyslových vjemů, profesionálních schopností atd.). (Angerová Y., 2011). Na nedeklarativní paměti závisí obnovitelnost všech aktivit běžného dne (*activities of daily living* ADL). Významným problémem a překážkou pro plnou soběstačnost postižených bývá porucha rovnováhy, přetrvávající často i po dobré úpravě parézy. Obvyklým problémem pacientů s hemiparézou je neschopnost přenést těžiště nad postiženou dolní končetinu. Je pro ně obtížné až nemožné uvolnit nepostiženou dolní končetinu, kterou mají zatíženou vahou těla a pohnout jí vpřed. Teprve když se naučí přenášet váhu na postiženou končetinu, obnovuje se postupně i správný stereotyp chůze. Podobný problém mívají při přesunu těžiště nad opěrnou bazi při vstávání ze sedu. (Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012) Pacient se musí nejprve naučit ovládat přesuny těžiště, aby

mohl zvládnout dovednosti jak základní hybnosti, tak v širším smyslu běžných denních činností.

1.6.1.1 Epidemiologie cévních mozkových příhod

Data za rok 2021 hovoří celosvětově o incidenci téměř 12 milionů nových případů cévní mozkové příhody (CMP), 47 % u osob starších 70 let, 53 % u lidí mladších 70 let, (celkově 15 % u osob 15–49 let). Celosvětová prevalence je v současné době téměř 94 milionů lidí, kteří prodělali CMP (Feigin VL. et al., 2025).

V České republice jsou CMP významnou příčinou nemocnosti a pracovní neschopnosti (64 PN/100 000 obyvatel 2018, 66,8 PN/100000 obyvatel 2021), disability a výrazných zdravotních omezení. V roce 2018 bylo pro CMP hospitalizováno 45 969 pacientů, v roce 2021 bylo hospitalizováno 31196 osob. Incidence CMP v ČR sice v posledních letech dále klesá (průměrně 340/100 000 osob), ale prevalence osob s prodělanou CMP, tj. počet pacientů žijících po prodělané CMP se díky snižující mortalitě zvyšuje a zvýrazňuje potřebu následující dlouhodobé zdravotní a sociální péče (Zdravotnická ročenka ÚZIS 2019, Zdravotnická ročenka ÚZIS 2022). Počet nemocných po prodělané CMP v ČR lze podle dat o dispenzarizaci hrubě odhadnout na 190 tisíc osob, tedy 1900/100 000 obyvatel (Bruthans J., 2019). Výsledný, co nejlepší, funkční zdravotní stav je tedy velmi důležitý jak z pohledu jedince, tak společnosti.

1.6.2. Stárnutí

Motorické učení je ovlivněno změnami v mozku spojenými se stárnutím. Tyto změny mohou začínat zpomalením senzomotorické integrace při případném zhoršení zpracování smyslových informací, prodlouženou reakční dobou i sníženou dynamikou neuroplastických pochodů (Jančová J., Kohlíková E., 2007, Michely J. et al., 2018). Ale i když senioři mohou zaznamenat pokles motorické výkonnosti, stále mohou dosáhnout významného zlepšení procvičováním, protože samotný proces učení se dovednostem je relativně věkem nepoškozený (Voelcker-Rehage C., 2008). Studie Rajeshkumara ukazuje, že jak mladí, tak starší dospělí během učení adaptovali svůj pohyb stejně dobře, starší dospělí modifikovali pohyby stejně rychle

jako mladší v sekvenčním stavu, ale v náhodném stavu se učili pomaleji (Rajeskumar L, Trewartha KM., 2019).

Také poruchy rovnováhy jsou častější u lidí vyššího věku. Ve vyšším věku dochází k fyziologickým změnám ve většině systémů lidského těla. V oblasti senzoriky se ve vestibulárním aparátu v důsledku úbytku neuronů a jejich jader snižuje jejich dráždivost a zároveň tak klesá reaktivita vestibulookulárního reflexu. Zhoršení zraku představuje další omezení senzorické aferentace nutné k správnému programování rovnovážných reakcí. Mění se mozkové funkce, dochází k úbytku mozkových buněk, snižuje se produkce acetylcholinu a serotoninu, snižuje se přenos dopaminu což vede k degenerativním změnám, které ovlivňují jak periferní, tak centrální nervový systém. (Liu H. et al., 2017, Seidler RD. et al., 2010). Kromě zhoršení vstupních informací ze smyslových kanálů, objevují se s přibývajícím věkem také změny v centrálních mechanismech zpracování, které mohou narušit schopnost integrovat smyslové informace a snížit schopnost kompenzovat nespolehlivé nebo protichůdné smyslové vstupy. (Sturnieks D.L. et al., 2008) Z pohledu pohybového systému se snižuje svalová síla vlivem sarkopenie, snižuje se rychlost kontrakce svalů, snižuje se elasticita šlach, odolnost ligament, kostní denzita a regreduje pohybová koordinace (Lim JY. a Frontera WR., 2023). Dochází k větším posturálním výchylkám v důsledku změn proaktivní a reaktivní stability. Slábne fyzická i psychická odolnost, adaptabilita a kompenzační mechanismy. (Horak FB., 1997, Horak FB., 2006; Jančová J., Kohlíková E., 2007, Wang J. et al., 2024).

Vliv stárnutí na kontrolu postury a rovnováhy se projeví větším kolísáním těla i výběrem korekčních strategií – jen třetina seniorů je schopna používat kotníkovou strategii při udržování rovnováhy. Pomalejší nervové vedení je příčinou většího zpoždění reakce u kotníkové strategie než u kyčelní vlivem relativně delší vzdálenosti. To vyžaduje větší soustředění na posturální kontrolu a mozku tedy zbývá méně kapacity na provádějí dalších úkolů (mluvení, myšlení, manipulaci s předměty…). V praxi to znamená, že senioři musí věnovat více vědomé pozornosti kontrole postury během provádění i běžných činností, protože mají menší prostor a kapacitu pro reakci na nenadálé změny prostředí (Lacour M. et al., 2008). Tyto změny mají vliv na posturální stabilitu, držení těla a provedení pohybů, zvláště při vstávání a chůzi. Větší flekční držení trupu, snížený úhel nohy při dopadu na podložku a snížená extenze kyčle způsobují pomalejší a energeticky náročnější

stereotyp chůze (Van Swearingen JM. a Studenski SA., 2014). Všechny tyto faktory zvyšují riziko pádu a zhoršení soběstačnosti. Dlouhodobá data ukazují, že schopnosti vykonávat základní aktivity běžného dne se s věkem zhoršují predikovatelným způsobem: nejdříve ztráta lokomoce (chůze), pak postupně další – osobní hygieny, přesunů, oblékání, zvládání toalety, jedení (Kingston A. et al., 2012).

Důležitým faktorem pro udržení rovnováhy je schopnost reagovat na změny polohy těžiště těla – rychlost změny jejich polohy je klíčovou dovedností pro udržení rovnováhy v posturálně složitých situacích (uklouznutí, zakopnutí, pád, nesení břemene, rozptýlení – dvojí úkol...) (D'Anna C., et al 2015). Rychlost reakce je ovlivněna strukturálním poškozením výše uvedených mechanismů věkem – což ohrožuje seniory v neočekávaných a nepředvídatelných situacích. (Kajzar J. et al, 2022)

Nicméně, funkční schopnosti seniorů se dají udržet i zlepšit fyzickou aktivitou a rehabilitací (Wang J. et al., 2024). Pro účely vyšetření a k tréninku postury, rovnováhy, dynamických balančních dovedností, k facilitaci zapojení strany se slabší svalovou silou nebo rozsahem pohybu do komplexních pohybů a k vizualizaci asymetrie zatížení dolních končetin se proto využívá řada metod, včetně metod s využitím zpětné vazby, zprostředkované například stabilometrickou plošinou. Studie potvrzují pozitivní vliv vizuální zpětné vazby na motorické a kognitivní funkce pomocí virtuální reality i u pacientů vyššího věku (Choi SD. et al., 2017, Šajtárová L. et al., 2020)

1.7. Neurorehabilitace

Neurorehabilitace je multidisciplinární rehabilitační přístup k pacientům s neurologickou diagnózou. Tito pacienti mají většinou poškození somatické, tj. poškození motorického a senzorického systému, ale i poruchy kognitivních funkcí (včetně fatických) a poruchy psychické. Důsledkem jsou různě závažné poruchy celkového fungování v soběstačnosti (např. sebesycení, oblékání, hygiena, nakupování, vaření…), tak i v rodinném, komunitním a pracovním životě. Základním cílem rehabilitace je proto snaha o zlepšení jednotlivých funkcí, zlepšení jejich využití v životních situacích a znovuzapojení jedince do jeho běžných životních úkolů a rolí.

Východiskem pro stanovení krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu je podrobné funkční testování, na jehož základě se pak stanoví zapojení odborníků z interprofesního týmu (rehabilitační lékaři, fyzioterapeuti, ergoterapeuti, logopedi, neuropsychologové, speciální pedagogové, muzikoterapeuti, taneční terapeuti, protetici, nutriční terapeuti, zdravotní sestry a též lékaři specialisté v neurologii, ortopedii, psychiatrii, oftalmologii a dalších oborech). Rehabilitační program musí být individuálně zaměřený podle obtíží pacienta a podle toho, v jaké fázi úzdravy se nachází. (Angerová Y. et al., 2020, Švestková O. et al. 2017) Neurofyziologickým podkladem rehabilitace je proces učení včetně motorického učení.

U pacientů s poruchou centrálního motoneuronu je poškození pohybových dovedností typické, u většiny dominuje porucha hybnosti ve smyslu hemiparézy. Porucha pohybových stereotypů je komplexní, významnou část tvoří porucha rovnováhy a koordinace dynamických rovnovážných dovedností. (Kolář P. et al., 2020). Pro vyšetření a trénink balančních schopností jsou užívány, kromě jiných postupů, i posturografické přístroje (stabilometrické plošiny).

Abychom objektivizovali proces udržování rovnováhy ve vertikální poloze, můžeme posturografickými přístroji snímat pohyby těla vzhledem k opěrné bázi. Do plochy opěrné báze se těžiště (COM) promítá zhruba do jejího středu (center of gravity, COG), poněkud více vzad, event. zatěžuje-li pacient více jednu dolní končetinu více napravo či nalevo. (Véle F., 2006). Vliv gravitace působí samozřejmě na všechny tělesné segmenty, celkový efekt se ale děje působením na COM. (Shumway-Cook A., Woollacott MH., 2012). Umístění těžiště není v případě lidského těla fixní, záleží na pozici jednotlivých segmentů (Macpherson JM., Horak FB., 2013). Limity stability nazýváme hranice pohybu COM, při jejichž překročení daný subjekt pozici neudrží a padá. Dalším důležitým biomechanickým pojmem je bod působení vektoru reakčních sil podložky – center of pressure (COP). COP se počítá jako vážený průměr tlaků působících na těleso/tělo, snímaných některou z kinetických metod záznamu pohybu (silové plošiny, tenzometrické plošiny). COP a COG se trvale promítají do stejného bodu pouze u ideálně tuhého tělesa, což lidské tělo není. V případě lidského těla se víceméně překrývají pouze v klidném stoji. Záznam trajektorie pohybu COP na podložce/plošině je základem stabilometrických metod. Ve stoji má plocha, která zobrazuje rozptyl pohybu COP tvar elipsy (konfidenční elipsa). V praxi se nejvíce používá plocha 90 % či 95 % z celkové plochy všech COP

(Kolář P. et al., 2020). Hodnotíme plochu elipsy – čím je elipsa menší, tím je stabilita vyšetřované osoby lepší. Dále hodnotíme např. délku trajektorie, kterou urazil COP v průběhu měření, maximální odchylku COP v anteroposteriorní i mediolaterální rovině, průměrnou pozici COP v anteroposteriorní i mediolaterální rovině, tj hodnoty, vyjadřující míru vychýlení těžiště z oblasti opěrné báze neboli míru titubací. Čím vyšší hodnoty jsou, tím horší je posturální stabilita jedince. (Kolář P. et al., 2020).

1.7.1. Posturografie

Posturografií nazýváme přístrojové metody snímání a hodnocení rovnováhy. V klinickém hodnocení se používá celá řada zkoušek k hodnocení posturální stability. Rozvoj technologií a výpočetní techniky umožnil rozvoj objektivních přístrojových vyšetření. Stabilometrické plošiny jsou často součástí automatizovaného systému takzvané počítačové posturografie, který umožňuje objektivní a reprodukovatelné hodnocení lokomoce a rovnováhy u člověka. Obecně jsou posturografické metody určeny k posouzení vzpřímeného stoje nebo chůze u zdravých i nemocných osob, k popisu a zhodnocení rovnováhy/nerovnováhy, směrové převahy nerovnováhy, ovlivnění balance (např. zavření očí, poloha hlavy, podložení plosek měkkým materiálem…). Stabilometrie se zaměřuje na vyšetření ve statickém stoji, je v podstatě synonymem pro statickou posturografii.

Základem posturografů jsou tenzometry v plošině, které zaznamenávají tlak a jeho změny. Senzory snímají síly v anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální rovině, elektrický signál z čidel je digitalizován, ovládací program data ukládá a zároveň je souběžně zobrazuje grafickým výstupem na obrazovce. Tak je možné snímat a sledovat pohyb těžiště jako jeho trajektorii promítající se do dvojrozměrné opěrné základny. Signál je poté zpracován a vyhodnocován pomocí speciálního softwaru v počítači s příslušnou periferií.

Posturografické metody mohou být statické nebo dynamické, obojí využívají celou řadu různých typů vedlejších zátěží, což následně umožňuje co nejpřesnější diferenciaci poškození funkce základních subsystémů. Ze statického posturografického vyšetření získáváme kvantitativní vyhodnocení posturální stability

při stoji na pevné, nepohyblivé plošině. Stabilita stoje je hodnocena pomocí různých parametrů při různých kombinacích senzorického vstupu (při otevřených a zavřených očích, na stabilní a pěnové podložce). Vyšetření těchto různých kombinací umožňuje posoudit vliv jednotlivých senzorických systémů na udržení rovnováhy, zhodnocení celkového deficitu a rizika pádu (Černý R. et al., 2017, Lacour M. et al., 2022). Dynamické posturografické vyšetření hodnotí posturální stabilitu (reakční časy balančních reakcí) pacienta, při stoji na pohybující se plošině nebo při pohybu pacienta po plošině. V prvním případě se snímá a analyzuje motorická odpověď na neočekávaný destabilizační zevní impulz. Plošina se může pohybovat v anteroposteriorním i mediolaterálním směru nebo se může sklopit. Z naměřených dat je přístroj schopen analyzovat, zda se jedná o senzorický nebo motorický deficit posturální stability (Kolář P. et al., 2020). Pomocí statické posturografie lze tedy zhodnotit stav somatosenzorického systému a pomocí dynamické posturografie stav vestibulárního a zrakového aparátu. Na pevném povrchu totiž spoléháme ze 70 % na informace získané z proprioceptorů, zatímco na nestabilní plošině se zvyšuje příjem vestibulárních a zrakových informací (Králíček P., 2023; Peterka RJ., 2002). Za fyziologických okolností jsou výkyvy těla větší ve stoji se zavřenýma očima, zraková kontrola je pro zdravý organismus zásadní. Nejmenší výchylky mají dospělí, děti a senioři kolísají více než dospělí. Kromě zraku je pro posturální kontrolu v klidném stoji důležitý somatosenzorický vstup z plosek, při jeho redukci, například při ischemické chorobě dolních končetin, anestezii nebo ochlazení se zvýší výchylky COP (Asai M. et al., 1994)

Výhodami přístrojového vyšetření v porovnání s klinickým vyšetřením jsou objektivnější data, rychlejší analýza dat, možnost zachytit i menší poruchy rovnováhy. (Chang WD. et al., 2013; Mancini M., Horak FB., 2010). Statickou rovnováhu lze vyšetřit například Rhombergovou zkouškou. Test se skládá ze 3 typů stoje, značených Rhomberg I až III. Rhomberg I je stoj s normální šířkou baze na přibližně šíři ramen, Rhomberg II stoj o úzké bázi (mezi hranami nohou zůstává prostor zhruba 1 cm), Rhomberg III stoj je totožný postavením dolních končetin ale se zavřenýma očima. Míra instability a směr titubací v jednotlivých situacích určuje typ poruchy rovnováhy. (Véle F., 2006). Sensory Organisation Balance Test (SOT) je test, který identifikuje abnormality především v senzorické složce posturální stability. Zároveň lze pomocí tohoto testu vyšetřit reaktivní posturální stabilitu. (Shumway-Cook A. a

Woollacott MH., 2012, Yeh RJ. et al., 2014). Oba tyto testy lze vyšetřovat klinicky i s pomocí posturografického přístroje, přístrojové vyšetření má ale výše uvedené výhody.

1.7.1.1. Senzory organisation test

Sensory organisation test (SOT) je posturografické testování, určené ke kvantitativnímu hodnocení schopnosti jedince využívat vizuální, somatosenzorické a vestibulární podněty k udržení posturální stability ve stoji (Clendaniel RA., 2000). V rámci testu pacient stojí na posturografické desce a absolvuje šest různých subtestů (Situací, Condition), z nichž každý představuje jinou kombinaci vizuálních a somatosenzorických podnětů, které prověřují rovnovážný systém. Hodnotí se, jak je pacient schopen udržet výchozí pozici – posturografický přístroj měří, analyzuje a kvantifikuje výkyvy stoje a porovnává je s normativními údaji. Výsledky testu poskytují objektivní hodnocení senzorických systémů pacienta při udržení posturální kontroly. Mohou odhalit, zda má pacient integrační deficity v jednom nebo více smyslových systémech a poskytnout informace o posturálních dovednostech pacienta v normálních a zátěžových podmínkách.

- Situace (Condition) 1: pevná podložka, otevřené oči (eyes open, EO): Test v základní situaci, kdy všechny tři smyslové systémy poskytují přesné vstupní údaje. Normální reakcí by bylo velmi minimální kolísání během dvaceti sekundového testu.
- Situace (Condition) 2: pevná podložka, zavřené oči (eyes closed, EC): testuje posturální reakci jedince, když mozek nemůže využívat zrak. Normální reakcí by bylo mírně zvýšené kolísání ve srovnání se Situací 1, ale schopnost udržet vzpřímený postoj.
- Situace (Condition) 3: pevná podložka, vizuální iluze kolísání: Test je postaven na promítání vizuálních podnětů založenými na reakci jedince na kolísání, poskytujících zrakovou iluzi, že se nepohybuje. Normální reakcí by bylo stejné kolísání jako v případě Situace 2. Pokud pacient kolísá více v Situaci 3 než v Situaci 2, mohlo by to naznačovat vizuální preferenci, protože není schopen potlačit vizuální podněty, jsou-li nespolehlivé.

- Situace (Condition) 4: měkká podložka, otevřené oči: měkká podložka způsobuje nespolehlivý somatosenzorický vstup, stabilní zrakový vstup. Normální reakcí by bylo zvýšené kolísání ve srovnání se Situacemi 1-3, ale stále je možné udržet vzpřímený postoj.
- Situace (Condition) 5: měkká podložka, zavřené oči: měkká podložka způsobuje nespolehlivý somatosenzorický vstup, bez využití zrakového vstupu. V testu jsou jediným přesným/spolehlivým vstupem informace z vestibulárního systému. Normální reakcí by bylo větší kolísání ve srovnání se Situací 4, ale stále by bylo možné udržet vzpřímený postoj.
- Situace (Condition) 6: měkká podložka, vizuální iluze jako v situaci 3: měkká podložka způsobuje nespolehlivý somatosenzorický vstup, vizuální iluze nepřesný/nespolehlivý zrakový vstup, jediným přesným/spolehlivým vstupem jsou informace z vestibulárního systému. Normální reakcí by bylo větší kolísání ve srovnání se Situací 4. Podobně jako v Situaci 3, pokud pacient v Situaci 6 kolísá více než v Situaci 5, mohlo by to naznačovat vizuální preferenci.

(Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012).

Jako vypočítané výsledky testu získáme několik skóre:

1. Somatosenzorické skóre: (podíl Situace 2/Situace 1, tj pevná podložka+EC/ pevná podložka + EO). Toto skóre představuje pacientovu schopnost využívat somatosenzorické informace pro řízení rovnováhy.

2. Vizuální skóre: (podíl Situace 4/Situace 1, tj měkká podložka+EO/ pevná podložka+EO) Tato hodnota nám podá obraz o schopnosti využít vizuální vstup k řízení rovnováhy, alterací somatosenzorického vstupu pomocí měkké podložky.

3. Vestibulární skóre: (podíl Situace 5/Situace 1, tj měkká podložka+EC/ pevná podložka + EO). Získáme informaci o využití vestibulárního vstupu pro řízení motoriky, vyloučením zrakových informací zavřením očí a alterací somatosenzorických informací stojem na měkké podložce.

4. Preferenční skóre: (podíl součtů Situace 3+Situace 6/Situace 2+Situace 5). Umožňuje vyhodnotit schopnost pacienta ignorovat chybné vizuální informace, takže se musí spoléhat na informace somatosenzorické nebo vestibulární.

5. Celkové skóre. Globální skóre nám podává informaci o schopnosti pacienta využít všechny senzorické vstupy pro řízení rovnováhy.

6. Rombergův kvocient (RQ) je poměr plochy statokineziogramu (SKG) při otevřených a zavřených očích vyjádřený v procentech. Umožňuje posoudit roli vizuálního vstupu.

Pokud provedeme standardní (tj. bez vizuální iluze) typ vyšetření, není k dispozici globální a preferenční skóre. Vypočítaná skore jsou bezrozměrové veličiny.

(www.interacoustics.com/academy/balance-testing-training/vestibular-rehabilitation/sensory-organization-test; Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012)

2. Hypotézy a cíle:

Hypotéza 1:

Motorické učení posturálních a balančních dovedností má u mladých žen lepší parametry než u seniorek.

Cíl 1:

Sledovat mechanismy motorického učení u dvou věkově rozdílných skupin a ověřit, zda je mezi nimi rozdíl.

Hypotéza 2:

Posturografické parametry rovnováhy pacientů po poškození centrálního motoneuronu jsou po tréninku balančních dovedností srovnatelné s parametry seniorské skupiny.

Cíl 2:

Sledovat vliv motorického učení balančních dovedností na posturografické plošině s vizuální zpětnou vazbou na jednotlivá senzorická skore posturografických parametrů rovnováhy.

3. Metodika

3.1. Přístrojové vybavení

3.1.1. Synapsys posturography System

Synapsys posturography systém (SPS) je přístroj firmy Synapsys (Obrázek 1). Přístroj je určen specialistům, kteří se zabývají poruchami posturální stability. Základem SPS je stabilometrická plošina o velikosti 50 cm x 50 cm se třemi senzory. Pomocí těchto senzorů přístroj snímá polohu COP osoby na plošině. SPS umožňuje měření jak ve statických, tak v dynamických podmínkách. Základní stabilometrická plošina je umístěna na dřevěném podstavci, který pod ní zaručuje dokonalou rovinu. Plošina disponuje různými podložkami pro stoj (pevná, měkká), vizuální zpětnou vazbou (promítání na plátno před pacientem) a eventuelně i možností posunu plošiny motorkem. Bezpečnost vyšetřovaných osob je zajištěna hrazením okolo celé plošiny a dřevěnými schůdky pro snížení rizika pádu při nástupu na plošinu či sestupu z ní. Srovnatelnost výsledků je zajišťována korigovaným stojem, který nastavujeme individuálně každému pacientovi k tomu určeným plastovým klínem, do pozice chodidel na snímací plošině v úhlu 30°. Pro části Somatosensory Organization Test stoj 3 a 4 byla použita pěnová podložka patřící k přístroji. Naměřená data jsou ukládána v počítači, automaticky zpracovávána a zobrazována formou tabulek a grafů. SPS lze využít předem nastavených testů nebo si lze definovat vlastní vyšetřovací postup. Pokud jsou použity výrobcem předdefinované testovací moduly/sety přístroj výsledky konkrétního testovaného probanda automaticky srovnává s referenčními hodnotami zdravé populace. (www.ears.dk/synapsys-sps/)

Obrázek 1 Synapsis Posturography Systém na KRL 1.LFUK a VFN (foto autorka)

Předem nastavenými testy jsou Sensory Organization Test, Rhomberg test, Faller assesment a Vestibular stimulation assessment. Jednotlivé testy se liší v různých parametrech, jako jsou výběr plošiny, modifikace vizuálního vstupu, činnost pacienta a doba trvání testu. V našich studiích jsme používali Sensory Organization test ve standardní versi. Posturografické vyšetření probíhalo v klidné, tiché místnosti na KRL 1.LFUK a VFN. Všichni probandi byli před vstupním i výstupním vyšetřením instruování o průběhu vyšetření.

Byly vyšetřovány tyto varianty stoje v rámci SOT:

1. stoj standardizovaný s otevřenýma očima
2. stoj standardizovaný se zavřenýma očima
3. stoj na měkké podložce s otevřenýma očima
4. stoj na měkké podložce se zavřenýma očima

Probandi stáli ve výchozí poloze ve vzpřímeném stoji s horními končetinami volně podél těla, v korigovaném postavení nohou nebo stoji, který dovolil jejich zdravotní stav nejblíže korigovanému stoji. Jednotlivé typy stoje trvaly 20 vteřin a byly vyšetřeny dvakrát po sobě. Na zeď proti probandovi přístroj promítal vodící kříž pro fixaci zrakem, do výšky uzpůsobené výšce probanda umožňující volné postavení hlavy, aby oči sledovaly vodorovně kříž (v testech se zrakovou kontrolou). V případě stojů s vyloučením zraku jsou po dobu měření této varianty stoje oči zavřené.
Ve variantách stojů na pevné podložce 1 a 2 stojí proband přímo na desce přístroje, ve variantách 3 a 4 jsou nohy podloženy standardizovanou měkkou podložkou.

Výstupy posturografického vyšetření

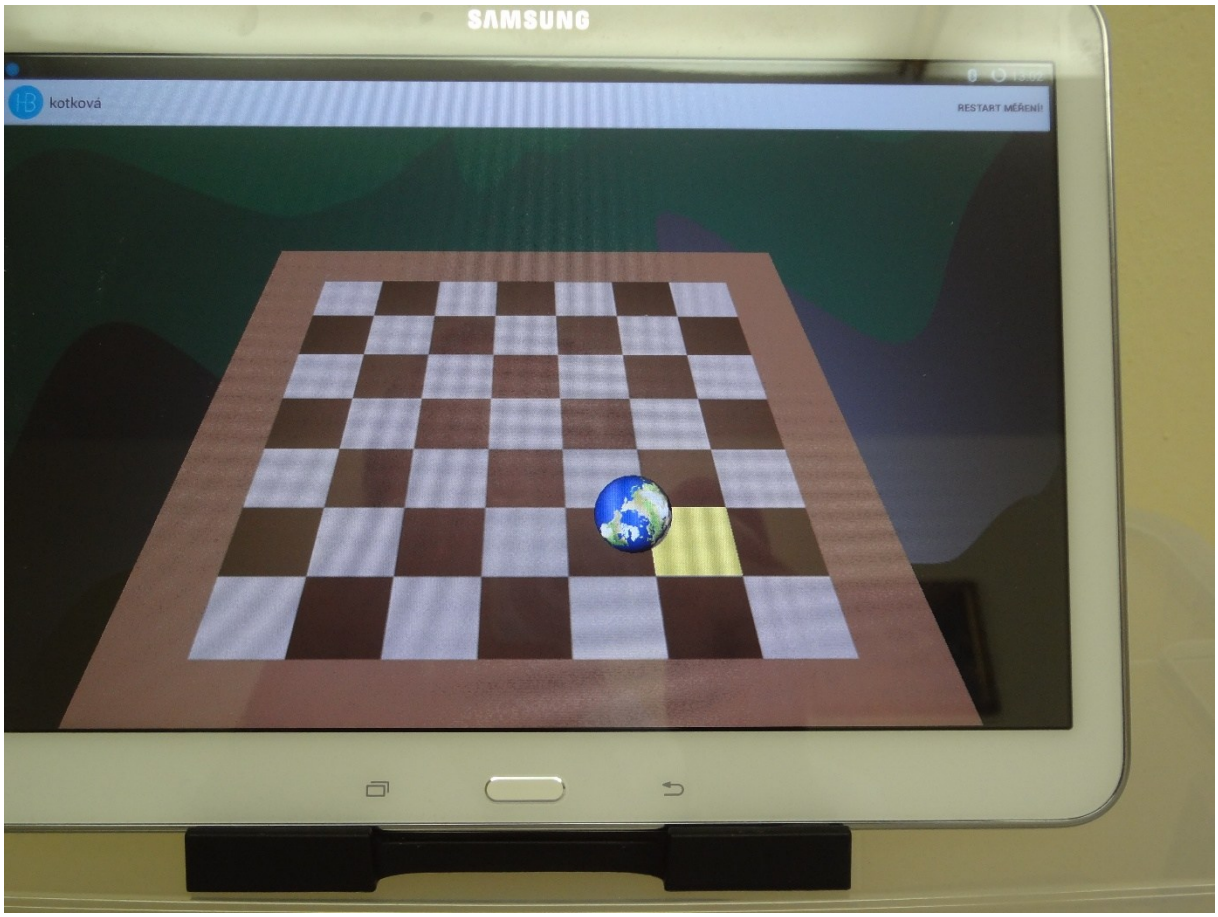
Posturografický přístroj vyhodnocuje množství dat (statokineziogram (SKG) plocha konfidenční elipsy (90 %) - SKG area, délka trajektorie, kterou urazil COP v průběhu měření - SKG lenght, maximální odchylka COP v mediolaterální (ML) rovině ve vztahu k základní hodnotě - Maximum amplitud ML, maximální odchylka COP v anteroposteriorní (AP) rovině ve vztahu k základní hodnotě - Maximum amplitud AP, a další parametry, určené především pro specializované laboratoře) a vypočítává druhotné parametry, použitelné v klinické aplikaci.

Přístroj prezentuje výsledky dvěma způsoby – křivkami a tabulkami parametrů. Všechny naměřené hodnoty přístroj porovná s referenčními. Hodnoty mimo referenční limity jsou graficky zobrazeny červeně a ty, které jsou v limitech zeleně. (viz Obrázek 2)

Obrázek 2 Parametry vyšetření Sensory Organization Test

3.1.2. Homebalance

Byl použit systém Homebalance – posturografická plošina s tabletem. Systém byl vyvinut v Centru podpory aplikačních výstupů a spin-off firem 1.Lékařské Fakulty Univerzity Karlovy ve spolupráci s Fakultou biomedicínského inženýrství ČVUT. Používali jsme starší verzi zařízení, jejíž součástí bylo Nintendo Wii Balance Board a tablet s instalovaným programem HomeBalance (velikost obrazovky 21,5 x 13,5 cm) umístěný před stojící osobu ve výšce umožňující přímý pohled. Tablet komunikoval s platformou pomocí technologie Bluetooth. (www.albertov.cz/projekty/homebalance; Janatová M. et al. 2015). Systém dovoluje přednastavit tréninkové sekvence s definovanými různými úrovněmi obtížnosti. Jednotlivé tréninkové sekvence byly definovány s cílem postupně zvyšovat obtížnost z hlediska počtu cílů a jejich vzdálenosti od projekce těžiště ve stoji s dolními končetinami rozkročenými na šířku pánve. Vizuální zpětnou vazbu poskytoval tablet, který ukazoval projekci těžiště jako pohybující se bod (zeměkoule) a úkol prezentoval ve formě sekvence postupně se objevujících cílů (polí na šachovnici). Na šachovnici bylo zvýrazněno vždy jen jedno pole, na které musel být bod průmětu těžiště (zeměkoule) přemístěn. Takto se postupně zvýrazňovaly další cíle, až do splnění celé tréninkové sekvence.



Obrázek 3: Tréninková scéna Homebalance, zeměkoule představuje těžiště cvičence, cílem je umístit ji na žluté políčko, představující aktuální cíl pohybu

Výstupy balančního tréninku

Po ukončení dané úlohy byl vygenerován čas, za který byla sekvence splněna.

3.2. Design studie 1: mechanismy motorického učení u mladých žen a seniorek

Účastníci

Z důvodu proveditelnosti studie jsme vybrali skupiny s vysokou mírou compliance v dodržování pravidel, tj. ženy, které se pravidelně věnují nespecifické fyzické aktivitě. Tohoto experimentu se zúčastnily dvě skupiny žen („seniorky“ ve věku 65–75 let a „mladé ženy“ ve věku 18–24 let). Třicet jedna mladých žen (průměr = 20,967, SD = 0,967) a 30 seniorek (průměr = 67,567, SD = 2,996). Mladé ženy byly studentky fyzioterapie 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze. Seniorky byly získány z osob navštěvujících cvičení pro seniory v Rekondičním centru v Praze 2 a z osob navštěvujících kurz řeckých tanců v Praze 2. Všechny mladé ženy absolvovaly celý tréninkový program, ve skupině seniorek jedna účastnice trénink ze zdravotních důvodů nedokončila.

Kritéria zařazení

Kritéria pro zařazení do studie byla věk, pohlaví a bez zkušeností s tréninkem rovnováhy. Vyloučeny byly osoby s poruchami rovnováhy, závažnými strukturálními změnami pohybového aparátu a/nebo neurologickými onemocněními s motorickými a/nebo senzorickými příznaky. Všechny seniorky byly plně soběstačné, žijící v domácnosti, v dobrém zdravotním stavu a bez významných zdravotních nebo neurologických problémů. Všichni účastníci měli normální nebo brýlemi do normy korigovaný zrak.

Intervence ve studii

Program probíhal po dobu 10 týdnů s frekvencí jedné jednotky motorického učení týdně na KRL 1.LFUK a VFN v Praze. Při první terapii byli probandi seznámeni s přístrojem a instruováni, jak bude cvičení probíhat. Během tréninku byl korigován základní postoj, samotné strategie provedení sekvence korigovány nebyly. Každá jednotka motorického učení probíhala vždy stejně u obou skupin. Obě skupiny trénovaly s využitím posturografické plošiny Homebalance, tj. na stabilometrické platformě s vizuální zpětnou vazbou. Celkem jsme připravili šest sekvencí, z nichž pět mělo pevné rozložení cílových bodů. Šestá byla náhodně generována počítačem.

Každá sekvence 1.-5. byla provedena dvakrát v rychlém sledu, 6. sekvence „náhodný“ byla provedena jednou.

Tréninkové sekvence:

1. “stranový”: stoj na šířku pánve, cíle se střídají ze strany na stranu.
2. “malé výchylky”: stoj na šířku pánve, cíle se střídají v diagonálním vzoru, pohyb těžiště se po každém výpadu vrací do základní polohy.
3. “velké výchylky”: stoj na šířku pánve, terče se střídají v diagonálním vzoru, pohyb se po každém výpadu vrací do základní polohy. Výpady jsou dvakrát větší než v sekvenci „malé výchylky“.
4. “spirála pravá”: stoj na šířku pánve, cíle sledují vzor od středu do spirály vpravo s rostoucí vzdáleností.
5. “spirála levá”: stoj na šířku pánve, cíle sledují vzor od středu do spirály vlevo s rostoucí vzdáleností.
6. “náhodný”: stoj na šířku pánve, sekvence cílů je generována náhodně zařízením.

Probandky sledovaly pohyb projekce svého těžiště na tréninkovém poli na obrazovce a podle pohybu svého těžiště a objevujících se cílů měnily pozici těla. Rychlost a přesnost pohybu se trénovala vychylováním těla směrem k jednotlivým cílům tréninkové sekvence. Sekvence byly předem definovány s rostoucí obtížností (počet bodů, vzdálenost bodů, směry rozložení bodů) a vedly subjekty k stále komplexnějším a na koordinaci náročnějším pohybům těla.

Analýza dat

Zařízení zaznamenávalo čas provedení daných sekvencí. Tyto údaje byly nejprve graficky znázorněny jako časové řady (deset hodnot měřených v týdenních intervalech) pro srovnání výsledků mladých a starších probandek. Časové řady byly sestaveny samostatně pro každou sekvenci pro absolutní hodnoty, relativní hodnoty (vyjádřené jako % počáteční hodnoty) a pro hodnoty zlepšení oproti předchozímu měření (tj. za poslední týden). Data byla považována za přibližně normální (vzhledem k rozsahu souborů má tento předpoklad marginální dopad) a byly vypočítány následující charakteristiky: průměr, rozptyl/směrodatná odchylka, oboustranný 95% interval spolehlivosti (CI) a t-test hypotézy, že během daného období nedošlo ke zlepšení, proti hypotéze, že ke zlepšení došlo (tj. jednostranná

hypotéza). Pro tento test byla zohledněna následující období: 1. až 10. týden, 1. až 6. týden, 6. až 10. týden.

4.3. Design studie 2: vliv motorického učení na rovnováhu pacientů po CMP

Účastníci

Studie proběhla na Klinice rehabilitačního lékařství VFN a 1.LF UK (KRL). V neurorehabilitačním programu KRL 1.LF UK a VFN dominují pacienti s těžkými následky po poškození mozku, obvykle kombinovanými motorickými, kognitivními, fatickými a senzorickými. Preferovali jsme skupinu homogennější, kdy uplatnění vylučujících kritérií vedlo k možnosti zařadit jen menší počet vhodných probandů bez těžkých poruch v chronické fázi po CMP. Pacienti byli přijímáni na KRL s diagnózou proběhlého poškození centrálního motoneuronu, v našem případě po prodělání cévní mozkové příhody. Pacienti při příjmu absolvovali vyšetření rehabilitačním lékařem, fyzioterapeum, ergoterapeutem, psychologem a logopedem. Pacienti byli zařazování do studie postupně, jak přicházeli k rehabilitaci na KRL, byli schopni fyzioterapie a splňovali vstupní kritéria pro zařazení do studie. Pacienti, kteří ze zdravotních či sociálních důvodů nedokončili celý program byli vyloučeni ze studie – vyřazen byl jeden pacient ze sociálních důvodů. Genderovou jednolitost kontrolní skupiny (pouze ženy), jsme volili z důvodů proveditelnosti studie, protože získat do studie zdravé comlientní seniory muže se nepodařilo

Studie se zúčastnilo 24 osob v intervenční skupině (IS) (průměrný věk 49,12, SD 14,98) a 30 osob v kontrolní skupině (průměrný věk 67,567, SD 2,996). Studii nedokončila jedna osoba v IS skupině ze sociálních důvodů a jedna osoba v KS ze zdravotních důvodů.

Tabulka 1 Charakteristiky intervenční skupiny

charakteristika	ženy	muži
věk	45,14 (SD 12,95)	54,7 (SD 16,49)
pohlaví	14	10
CMP ischemická	9	5
CMP hemoragická	5	5
Strana parézy	7 dx/ 7 sin	4 dx / 6 sin
Doba od příhody (m)	16 (SD 3,39)	19,1 (SD 4,38)
Dominantní strana	14 dx / 0 sin	8 dx / 2 sin

Vstupní kritéria

Vstupními kritérii pro studii byla: proběhlá cévní mozková příhoda s projevy centrální hemiparézy umožňující samostatný stoj a chůzi bez opory nebo s oporou 1 francouzské hole, schopnost spolupracovat (hodnocená ošetřujícím lékařem). U pacientů se zhoršením zrakové ostrosti vyšetření a terapie probíhaly s doporučenou korekcí zraku.

Vylučující kritéria

Vylučujícími kriterii bylo těžké poškození rovnováhy s vysokým rizikem pádu (dle MiniBESTest cut-off skóre pro pacienty v chronické fázi po CMP 17,5 bodu) (Michalčinová K. et al., 2022, Potter K., Brandfass K. 2015, Tsang CSL. et al. 2013), poškození rovnováhy v důsledku vestibulárního poškození, syndrom opomíjení (hemispaciální neglect syndrom), těžké kognitivní postižení, těžká fatická porucha s poruchou porozumění, těžké postižení zraku, těžké poškození hlubokého čití nebo přítomnost jiného neurologického postižení (dle výsledků neuropsychologického a logopedického vyšetření).

Intervence ve studii

Rehabilitace je u pacientů po poškození centrálního motoneuronu v akutní a subakutní fázi vždy multifaktoriální a multioborová. Abychom mohli „izolovat“ terapii s využitím VF na posturografické plošině, byli do studie zařazeni pacienti v chronické fázi po CMP (1-3 roky po CMP). V době docházení na terapie s VB neprobíhala jiná

pohybová terapie na KRL (nicméně u některých pacientů probíhala terapie jinak zaměřená – ergoterapie, logopedie). Pacienti docházeli jedenkrát týdně po dobu deseti po sobě jdoucích týdnů. Prováděli za dohledu fyzioterapeuta stejné tréninkové sekvence jako ve studii s motorickým učením mladých žen a seniorek.

Posturografické vyšetření bylo provedeno na přístroji Synapsys posturography Systém před zahájením terapie a po ukončení treninkového cyklu.

Jako výsledek studie jsme srovnávali:

1. Somatosenzorické skore: Toto skóre představuje pacientovu schopnost využívat somatosenzorické informace pro řízení rovnováhy.

2. Vizuální skore: Tato hodnota nám podá obraz o schopnosti využít vizuální vstup k řízení rovnováhy.

3. Vestibulární skore: Tato hodnota představuje informaci o využití vestibulárního vstupu pro řízení motoriky.

4. Rombergův kvocient (RQ) je poměr plochy SKG při zavřených a otevřených očích. Nízké RQ (blízko 1) znamená dobrou kontrolu rovnováhy s minimálním zvýšením výchylek při zavření očí díky dobré/zachované propriocepci a vestibulárních funkcí. Vysoké RQ znamená značné zvýšení výchylek při zavřených očích, značící problém při vyřazení zrakového vstupu při poškozené propriocepci a vestibulárního vstupu.

Analýza dat

Pro získání dat byla použita metoda opakovaného měření „před-po“, jednalo se tedy o opakované měření u stejných osob, proto byl zvolen párový t-test, který porovnával závislé výběry. Byla posuzována přibližná normalita rozdílů mezi vstupním a výstupním měřením. Vzhledem k velikosti souboru a charakteru dat byl t-test považován za dostatečně robustní. Byla zhotovena popisná statistika a byly vypočítány následující charakteristiky: průměr, medián, směrodatná odchylka, maximum, minimum, rozptyl výběru, kvartil 1 a kvartil 3. Byly analyzovány vybrané parametry ve směru anteroposteriorním (AP) a mediolaterálním (ML) jak u skupiny seniorek, tak u skupiny pacientů. Údaje byly graficky znázorněny jako sloupcové

grafy před a po intervenci pro srovnání výsledků intervenční skupiny a kontrolní skupiny. Byla testována hypotéza, že během daného období nedošlo ke zlepšení, proti hypotéze, že ke zlepšení došlo (tj. jednostranná hypotéza), u většiny sledovaných proměnných došlo ke statisticky významné změně ($p < 0,05$), především ve směru ML. Statistika byla dělaná v programu R Commander.

Schválení výzkumu bylo uděleno Etickou komisí Všeobecné fakultní nemocnice v Praze dne 16. října 2014, referenční číslo 161/14. Účastníci podepsali informovaný souhlas a byli informováni o průběhu studie a možnosti kdykoli ze studie odstoupit. Studie byly provedeny v souladu se standardy Etické komise a Helsinskou deklarací z roku 1975, revidovanou v roce 2013.

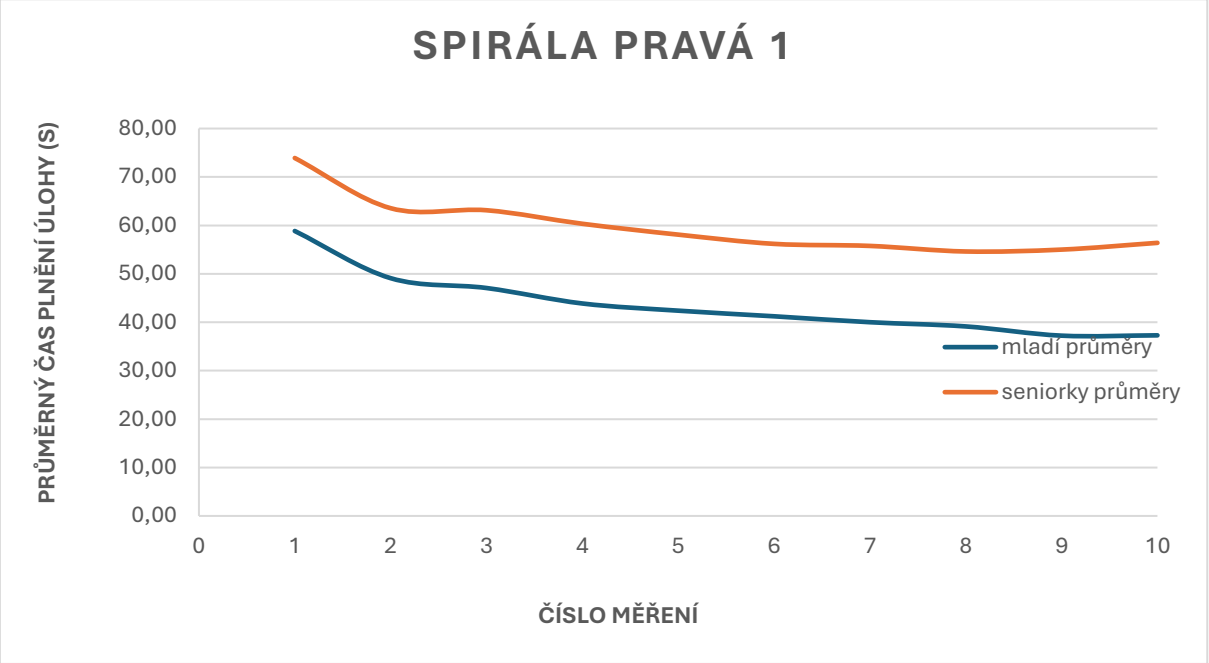
4. Výsledky

4.1 Výsledky studie 1: mechanismy motorického učení mladých žen a seniorek

Studie o průběhu motorického učení se zúčastnilo celkem 61 žen rozdělených do dvou skupin: mladé ženy (31) a seniorky (30). Obě skupiny se lišily v rychlosti provedení dané sekvence, skupina mladých žen byla schopna jednotlivé sekvence provést rychleji, tj. měla nižší časy provedení, počáteční rychlost ve skupině seniorek byla nižší, tj. časy provedení byly vyšší, jak ukazuje jako příklad graf 1 pro sekvenci „spirála pravá“ (viz Graf 1) a Tabulka 2, prezentující průměrné hodnoty dosažených časů všech typů tréninkových sekvencí obou skupin.

Tabulka 2 *Výsledky všech typů tréninkových sekvencí – průměrné hodnoty času (ve vteřinách) (tréninková sekvence=test)*

test	týden 1	týden 2	týden 3	týden 4	týden 5	týden 6	týden 7	týden 8	týden 9	týden 10
stranový 1 mladí	56.71	47.87	43.48	41.77	39.68	38.16	37.29	36.71	37.10	35.84
stranový 1 seniorky	63.09	54.21	51.79	50.85	51.06	49.24	49.30	49.12	48.27	47.50
stranový 2 mladí	52.94	45.06	41.52	40.71	38.81	38.10	37.06	35.77	35.32	35.65
stranový 2 seniorky	60.00	53.94	50.73	50.79	49.39	47.45	46.70	46.33	46.73	47.78
malé výchylky 1 mladí	36.48	34.97	32.10	31.10	29.90	29.19	28.74	28.16	27.26	26.26
malé výchylky 1 seniorky	43.97	40.09	39.12	39.00	37.76	37.39	37.06	36.67	35.82	38.06
malé výchylky 2 mladí	35.42	32.35	31.39	29.45	28.94	28.45	27.55	28.10	26.06	25.06
malé výchylky 2 seniorky	41.79	38.45	38.45	37.73	37.27	37.15	36.39	35.52	36.06	36.06
velké výchylky 1 mladí	52.10	46.26	40.58	38.77	37.23	36.26	35.10	34.65	34.48	33.26
velké výchylky 1 seniorky	60.58	55.91	52.82	51.73	49.15	48.61	47.73	47.03	47.39	48.56
velké výchylky 2 mladí	51.48	44.19	41.52	38.45	36.94	36.19	34.90	34.52	34.10	32.45
velké výchylky 2 seniorky	59.61	53.85	52.70	50.06	49.52	47.70	47.12	47.73	45.73	48.06
spirála pravá 1 mladí	58.84	49.10	47.06	43.87	42.39	41.23	40.00	39.13	37.23	37.29
spirála pravá 1 seniorky	73.91	63.55	63.12	60.33	58.09	56.18	55.76	54.61	55.00	56.39
spirála pravá 2 mladí	54.06	47.52	47.00	42.71	41.13	39.81	38.65	37.81	37.42	37.39
spirála pravá 2 seniorky	69.36	62.24	58.67	58.55	55.94	54.79	54.27	53.09	51.55	54.83
spirála levá 1 mladí	52.71	46.26	44.29	42.03	40.06	39.55	38.00	37.13	35.52	35.26
spirála levá 1 seniorky	66.33	59.64	56.45	55.39	52.94	51.97	51.52	51.18	50.76	54.00
spirála levá 2 mladí	53.32	45.19	43.45	39.26	39.61	38.48	37.32	35.29	35.87	34.52
spirála levá 2 seniorky	65.39	58.00	56.33	54.79	52.24	51.97	51.06	51.45	49.24	50.39
náhodný mladí	57.94	52.45	51.45	48.94	48.10	47.42	46.55	45.23	44.74	43.39
náhodný seniorky	68.48	64.33	60.70	60.79	60.85	58.67	57.70	57.61	56.79	57.78



Graf 1 *Průměrný čas sekvence „spirála pravá 1“*

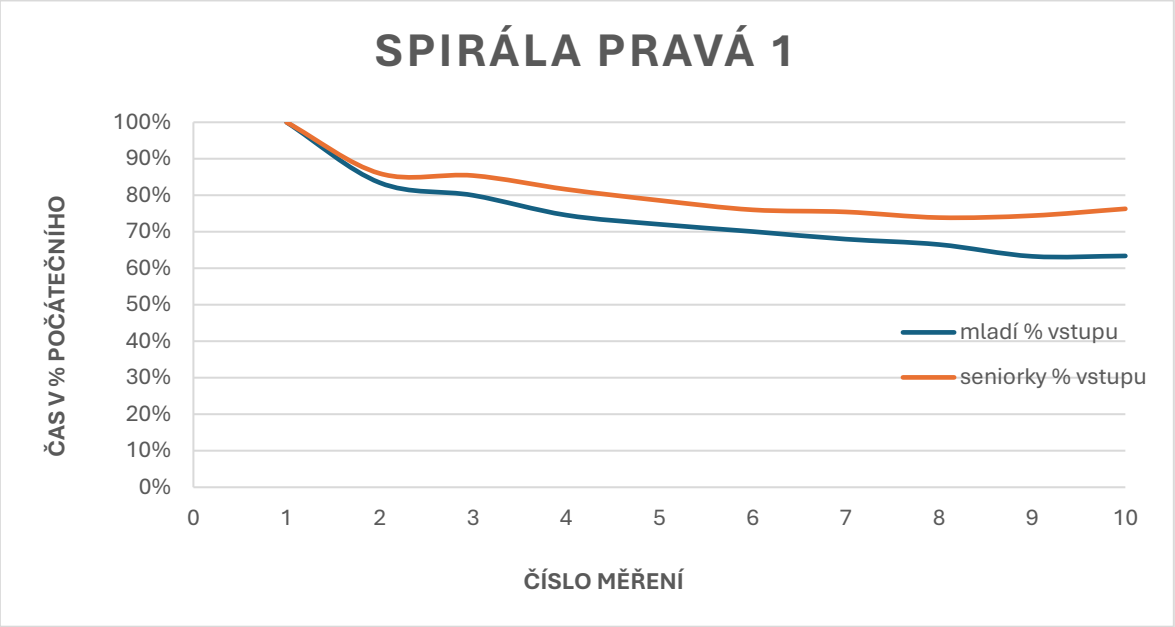
Jak ukazuje Tabulka 3, maxima rozdílu hodnot mezi jednotlivými týdny dosáhly obě skupiny ve druhém týdnu, přičemž trend statisticky významného rozdílu mezi jednotlivých týdny pokračoval až do 6. týdne. Od 6. týdne bylo zlepšení statisticky významné ve všech tréninkových sekvencích ve skupině mladých žen a ve skupině seniorek statisticky významné v sekvencích „spirála pravá 2“ a „spirála levá 2“.

Tabulka 3 *Dynamika zlepšení v procentech počátečních hodnot pro všechny tréninkové sekvence (tréninková sekvence=test)*

		mladé	ženy	seniorky	
test	**interval týdnů**	**průměr**	**sd**	**průměr**	**sd**
stranovy 1	1→10	20.871*	9.133	17.278*	8.592
	1→6	18.548*	8.987	15.667*	8.265
	6→10	2.323*	3.779	1.611	4.738
stranovy 2	1→10	17.29*	10.113	13.5*	10.469
	1→6	14.839*	10.589	13.556*	10.308
	6→10	2.452*	4.758	-0.056	4.384
malé výchylky 1	1→10	10.226*	6.1	7*	8.866
	1→6	7.29*	6.049	6.833*	7.958
	6→10	2.935*	3.047	0.167	3.353
malé výchylky 2	1→10	10.355*	6.115	6.278*	5.616
	1→6	6.968*	6.742	5.222*	6.732
	6→10	3.387*	3.678	1.056	3.343
velké výchylky 1	1→10	18.839*	7.984	13*	8.458
	1→6	15.839*	9.218	12.333*	7.043
	6→10	3*	3.835	0.667	4.362
velké výchylky 2	1→10	19.032*	7.037	14.5*	9.073
	1→6	15.29*	6.994	13.889*	10.454
	6→10	3.742*	3.51	0.611	6.241
spirála pravá 1	1→10	21.548*	10.728	22*	12.584
	1→6	17.613*	10.724	19.833*	12.493
	6→10	3.935*	4.355	2.167	7.814
spirála pravá 2	1→10	16.677*	9.891	19.556*	10.064
	1→6	14.258*	9.948	16.444*	9.319
	6→10	2.419*	4.456	3.111*	4.017
spirála levá 1	1→10	17.452*	6.923	13.778*	8.119
	1→6	13.161*	8.621	13.778*	9.247
	6→10	4.29*	3.937	0	3.973
spirála levá 2	1→10	18.806*	6.813	16.389*	8.859
	1→6	14.839*	7.531	11.889*	10.094
	6→10	3.968*	4.461	4.5*	6.297
náhodný	1→10	14.548*	7.215	12.944*	6.92
	1→6	10.516*	6.951	11.222*	8.59
	6→10	4.032*	3.737	1.722	7.032

Maximální rozdíl hodnot mezi prvním a desátým týdnem je u skupiny seniorek v tréninkové sekvenci „spirála pravá 1“, (viz Tabulka 3, Graf 1 a Graf 2), minimální rozdíl hodnot mezi prvním a desátým týdnem je v sekvenci „malé výchylky 1“ viz Tabulka 3, Graf 5 a Graf 6. Mladé ženy dosáhly maximálního zlepšení mezi prvním a

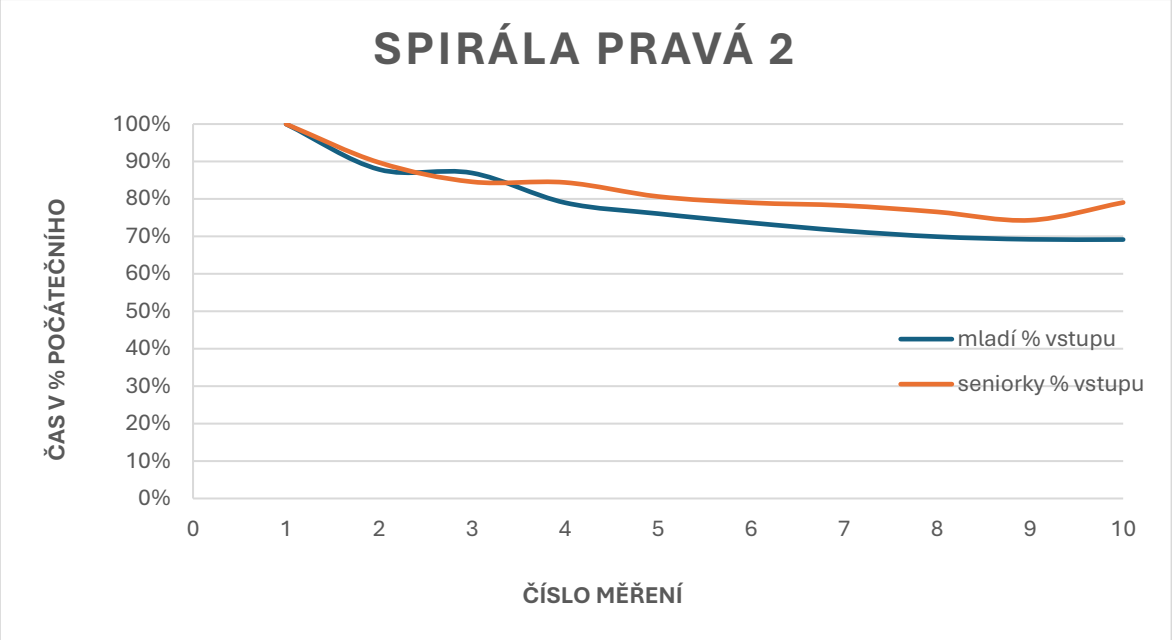
desátým týdnem v tréninkové sekvenci „spirála pravá 1“, (viz Tabulka 3, Graf 1 a Graf 2).



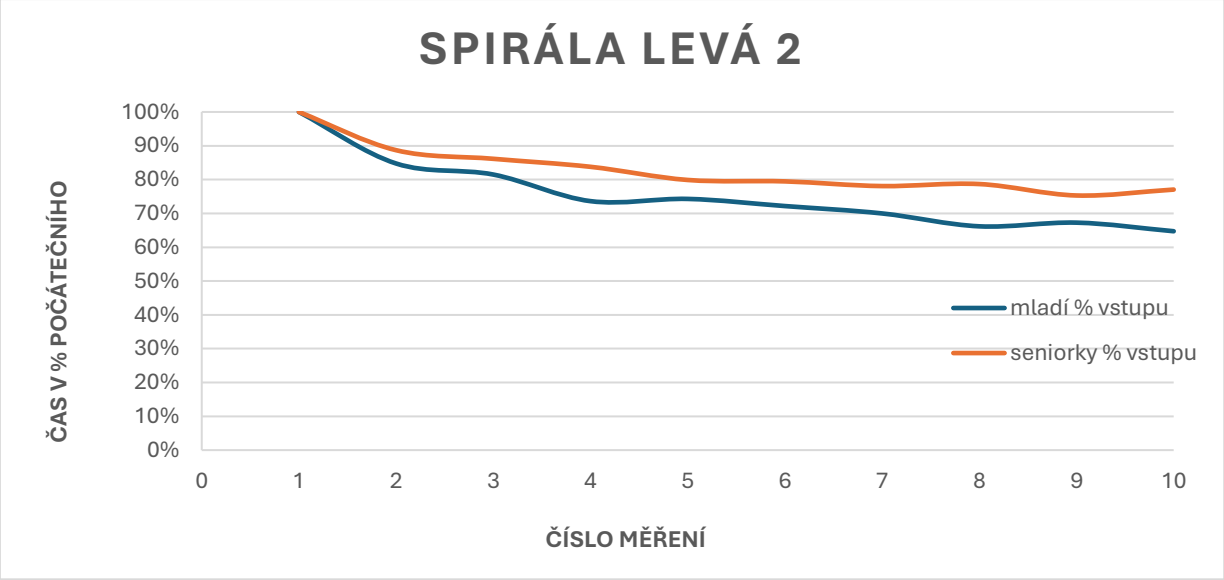
Graf 2 *Čas v procentech počátečního času sekvence „spirála pravá 1“*

Rozdíly hodnoty časů v procentech počáteční hodnoty mezi prvním a desátým týdnem jsou v obou skupinách maximální v této tréninkové sekvenci („spirála pravá 1“).

Statisticky významný rozdíl hodnot mezi šestým a desátým týdnem je u skupiny seniorek pouze v tréninkové sekvenci „spirála pravá 2“, a „spirála levá 2“ (viz Tabulka 3, Graf 3 a Graf 4)

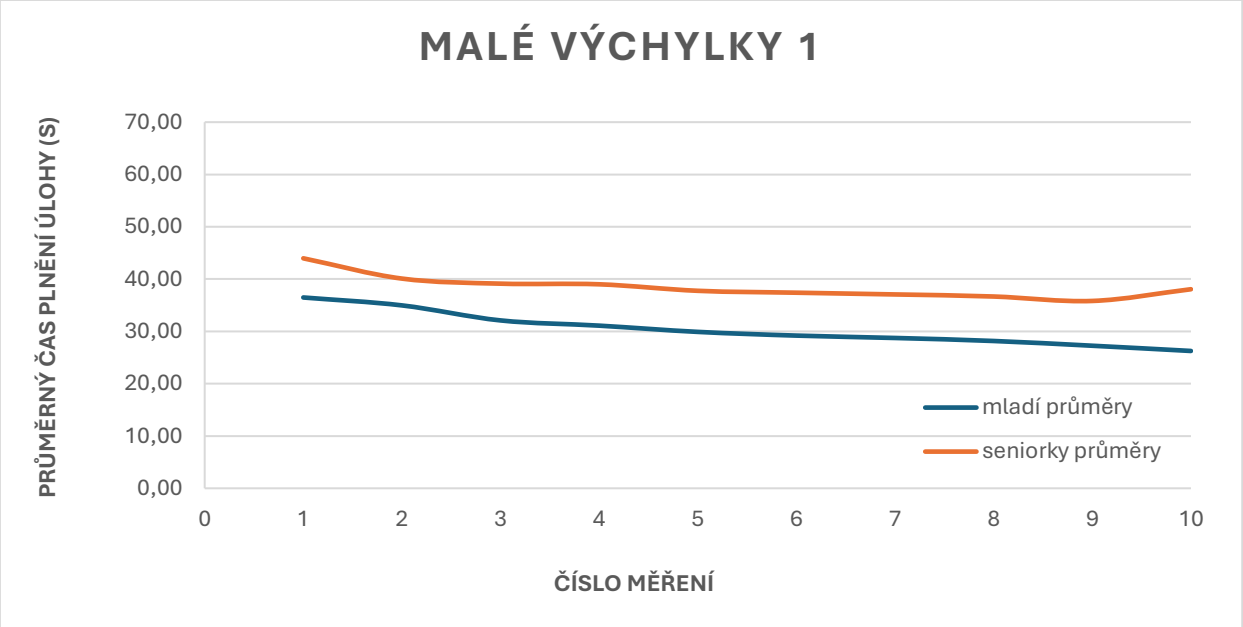


Graf 3 *Čas v procentech počátečního času sekvence „spirála pravá 2“*

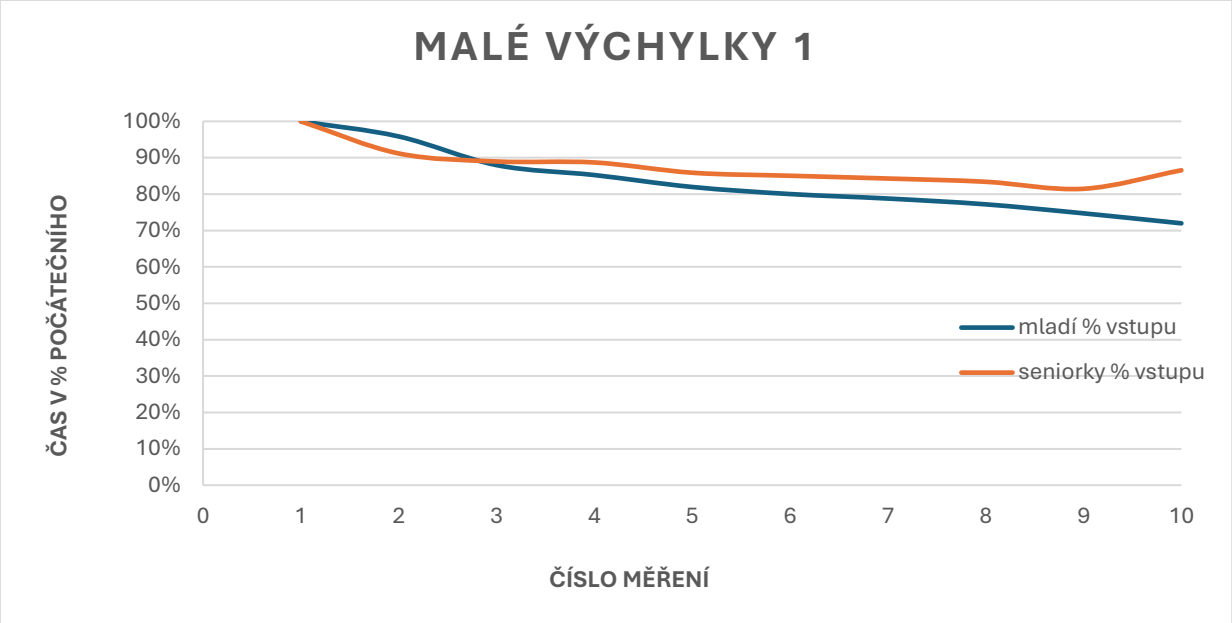


Graf 4 *Čas v procentech počátečního času sekvence „spirála levá 2“*

Graf 5 a Graf 6 prezentují vývoj hodnot v tréninkové sekvenci „malé výchylky 1“ a srovnání obou skupin. Je patrný minimální rozdíl hodnot v absolutních číslech i v procentech počátečního času mezi prvním a desátým týdnem v sekvenci „malé výchylky 1“ v seniorské skupině.

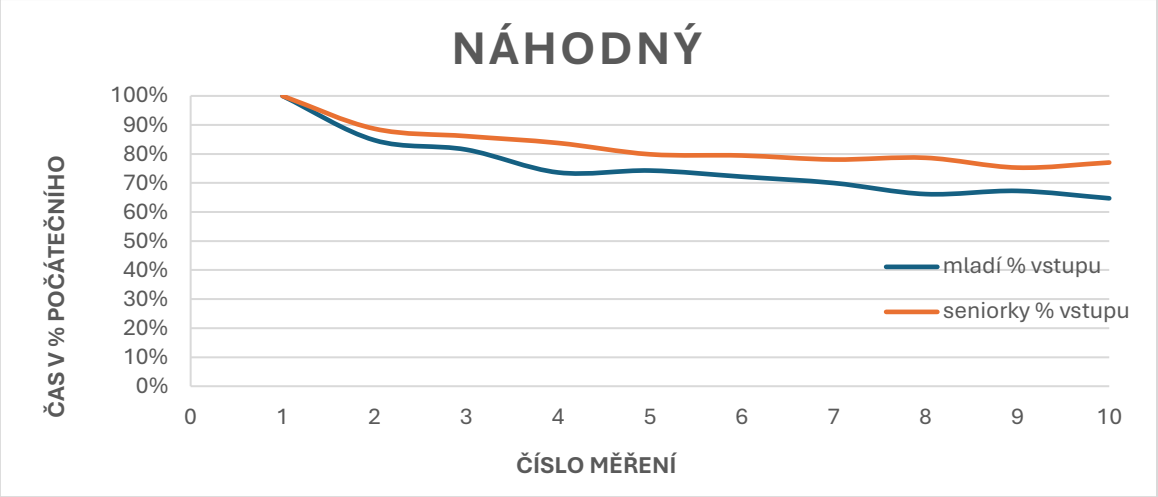


Graf 5 *Průměrný čas sekvence „malé výchylky 1“*

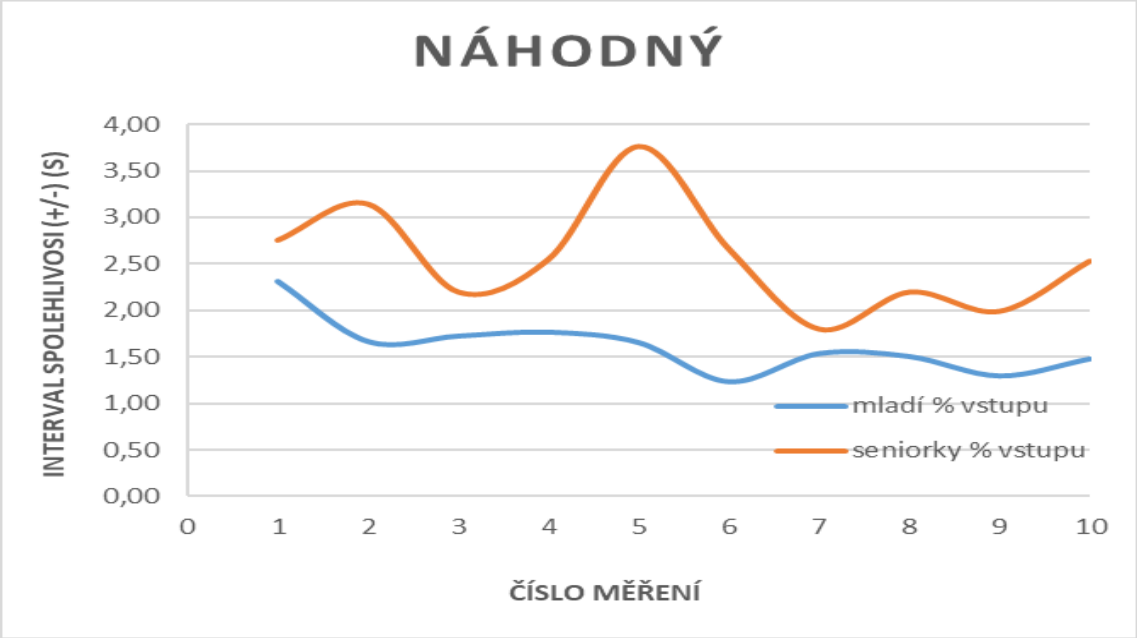


Graf 6 *Čas v procentech počátečního času sekvence „malé výchylky 1“*

V tréninkové sekvenci „Náhodný“, kterou nebylo možné se mentálně naučit jako sekvenci postupných cílů, bylo statisticky významné zlepšení při srovnání rozdílů mezi první a desátým týdnem a prvním a šestým týdnem ve skupině seniorek, ve skupině mladých žen bylo statisticky významné ve všech třech sledovaných intervalech, navíc tato skupina měla menší variabilitu hodnot, jak je zřejmé za grafu 8 zobrazujícím intervaly spolehlivosti (viz Graf 7 a Graf 8)

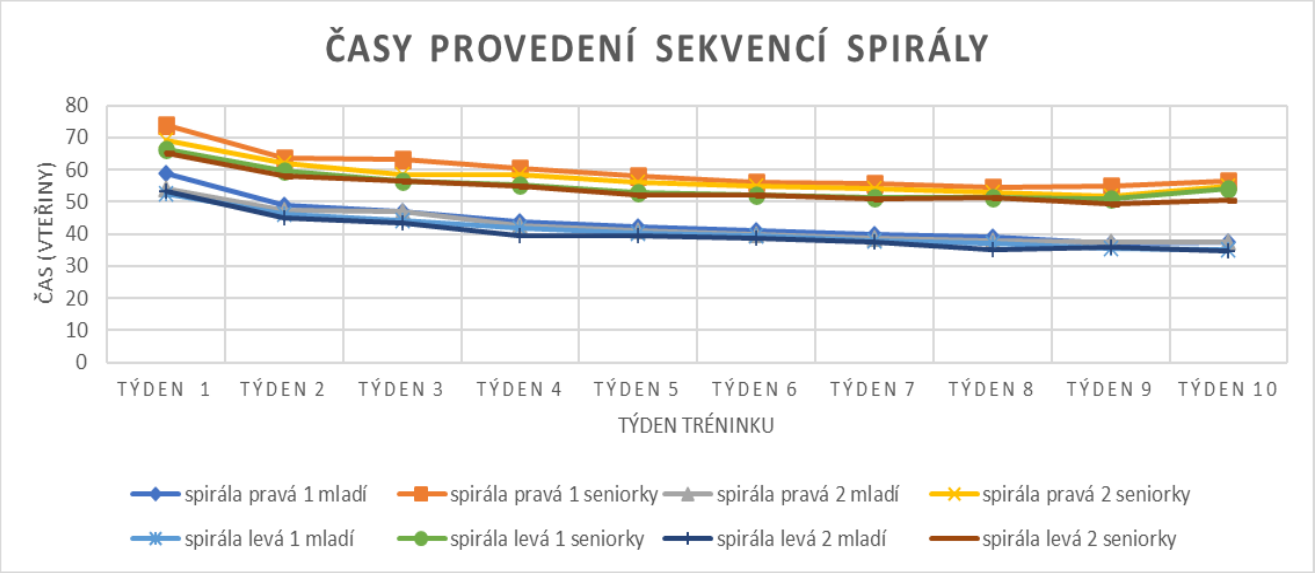


Graf 7 *Čas v procentech počátečního času sekvence „Náhodný“*



Graf 8 *Interval spolehlivosti – variabilita výsledků sekvence „Náhodný“*

Vývoj průměrných hodnot časů ukazuje graf 9 souhrnně pro sekvence spirály (tj. „spirála pravá 1“, „spirála pravá 2“, „spirála levá 1“, „spirála levá 2“) jako příklad obdobné dynamiky změn ve skupině mladých žen a seniorek.



Graf 9 *Časy provedení spirálových sekvencí – průměrné hodnoty ve vteřinách*

4.2 Výsledky studie 2: vliv motorického učení na rovnováhu pacientů po CMP

Studie o vlivu motorického učení na rovnováhu se zúčastnilo celkem 54 probandů rozdělených do dvou skupin: intervenční skupina (IS), tj. pacienti po CMP (24) a kontrolní skupina (KS), tj. seniorky (30). Srovnávali jsme zlepšení parametrů rovnováhy, měřené na posturografické plošině testem senzorické organizace Sensory organisation test.

Zvolili jsme tyto parametry:

- somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru (so AP)
- somatosenzorické skore v mediolaterálním směru (so ML)
- vestibulární skore v anteroposteriorním směru (ve AP)
- vestibulární skore v mediolaterálním směru (ve ML)
- vizuální skore v anteroposteriorním směru (vi AP)
- vizuální skore v mediolaterálním směru (vi ML)
- Rombergův kvocient (RQ)

Přístroj parametry vypočítává v dílčích dat, poměřuje výsledky v jednotlivých senzorických situacích, výsledná skore jsou proto bezrozměrné hodnoty.

Pro získání základní popisné statistiky vstupních a výstupních dat obou skupin byly vypočítány:

- průměr
- medián
- směrodatná odchylka
- minimum
- maximum
- rozptyl výběru
- kvartil 1
- kvartil 3

Kompletní soubory popisných statistických dat výše uvedených parametrů, vypočítaných z naměřených hodnot, jsou uvedeny v částí Přílohy. Data pro intervenční skupinu v Příloze 1, vstupní data v tabulce P1.1 a výstupní data v tabulce P1.2. Data pro kontrolní skupinu prezentují Tabulka P2.1 pro vstupní data a Tabulka P2.2 pro výstupní data (viz Příloha 2).

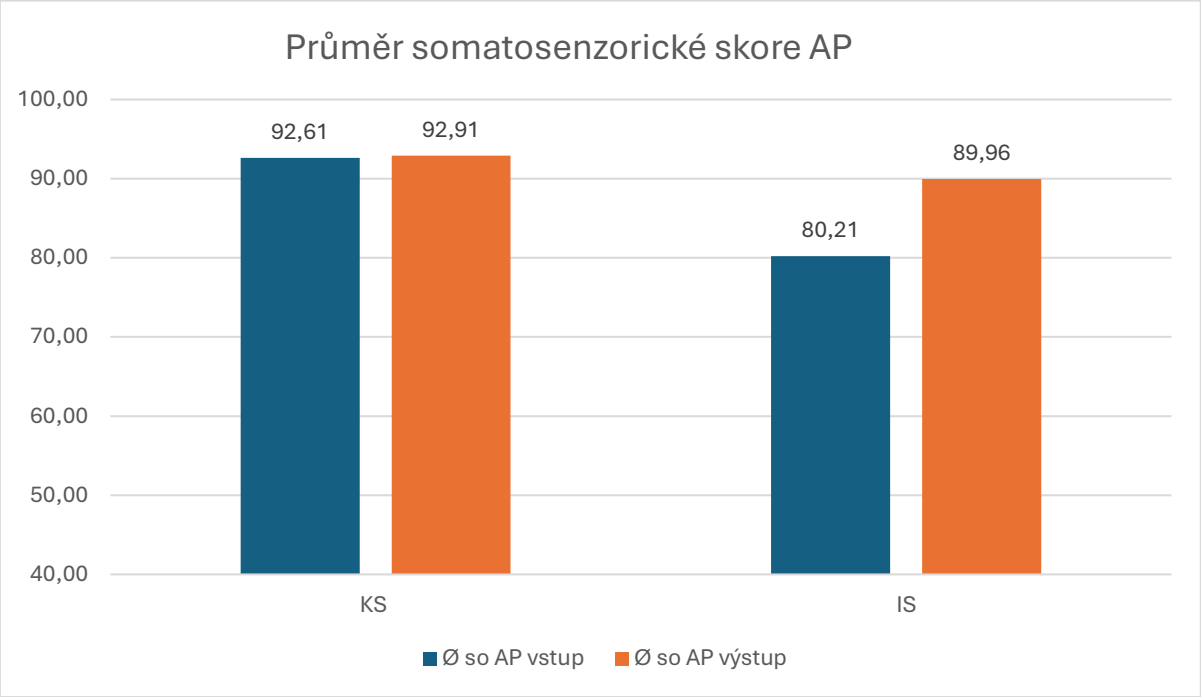
V tabulce 4 jsou statisticky zpracována popisná statistická data intervenční a kontrolní skupiny, maximální rozdíl vstupních a výstupních hodnot byl v intervenční skupině v parametru vestibulární skore ML, v kontrolní skupině ve vizuálním skore AP. Minimální rozdíl vstupních a výstupních hodnot byl v intervenční skupině v parametru vizuální skore AP, v kontrolní skupině v somatosenzorickém skore AP. Obě skupiny se zlepšily statisticky významně v parametrech vestibulární skore ML a vizuální skore ML. IS se statisticky významně zlepšila v somatosenzorickém skore AP, vestibulárním skore AP, KS v somatosenzorickém skore AP, a vizuálním skore AP.

Tabulka 4 *Srovnání vstupních a výstupních hodnot průměrů jednotlivých skore*

skore	IS vstup	IS výstup	IS rozdíl	IS p	KS vstup	KS výstup	KS rozdíl	KS p
so AP	80,21	89,96	9,75	0,006275	92,61	92,91	0,3	0,8106
so ML	91,75	96,63	4,88	0,06978	94,55	96,94	2,39	0,0307
ve AP	45,63	58,08	12,45	0,00002204	55,85	58,36	2,51	0,3451
ve ML	56,13	69,63	13,5	0,000008208	64,24	69,67	5,43	0,02833
vi AP	79,08	78,04	-1,04	0,5916	80,88	86,67	5,79	0,0007382
vi ML	91,75	96,63	4,88	0,03245	84,55	88,21	3,66	0,007579

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru;

Zvýrazněny jsou statisticky významné výsledky.

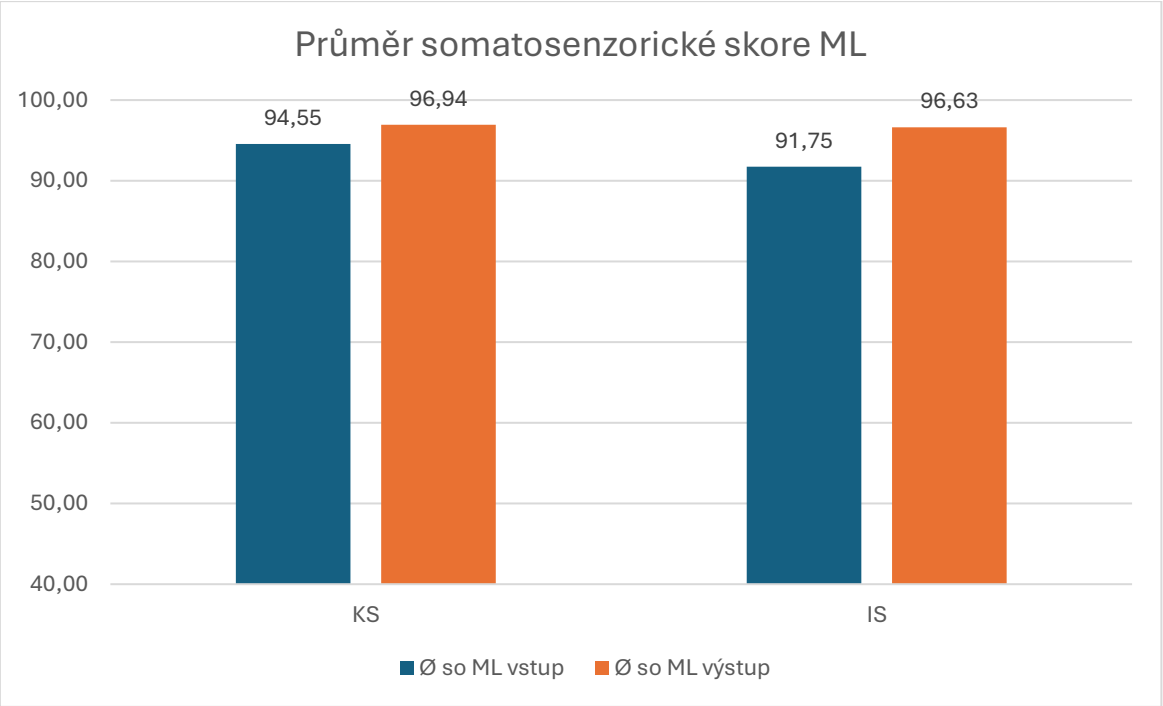


Graf 10 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS somatosenzorické skore AP*

Osa Y je hodnota somatosenzorického skore vypočteného přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 10 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot somatosenzorického skore v AP směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky nevýznamný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl statisticky významný (viz tabulka 4).

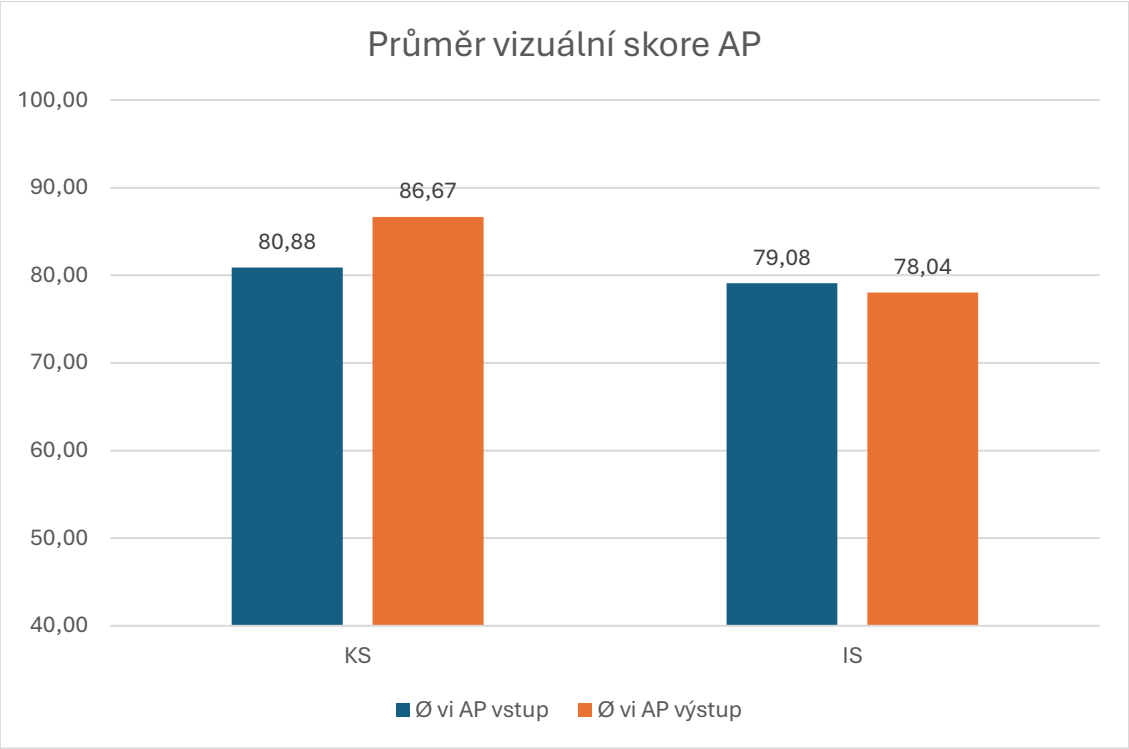


Graf 11 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS somatosenzorické skore ML*

Osa Y je hodnota somatosenzorického skore vypočteného přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 11 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot somatosenzorického skore v ML směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky významný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl také statisticky významný (viz tabulka 4).

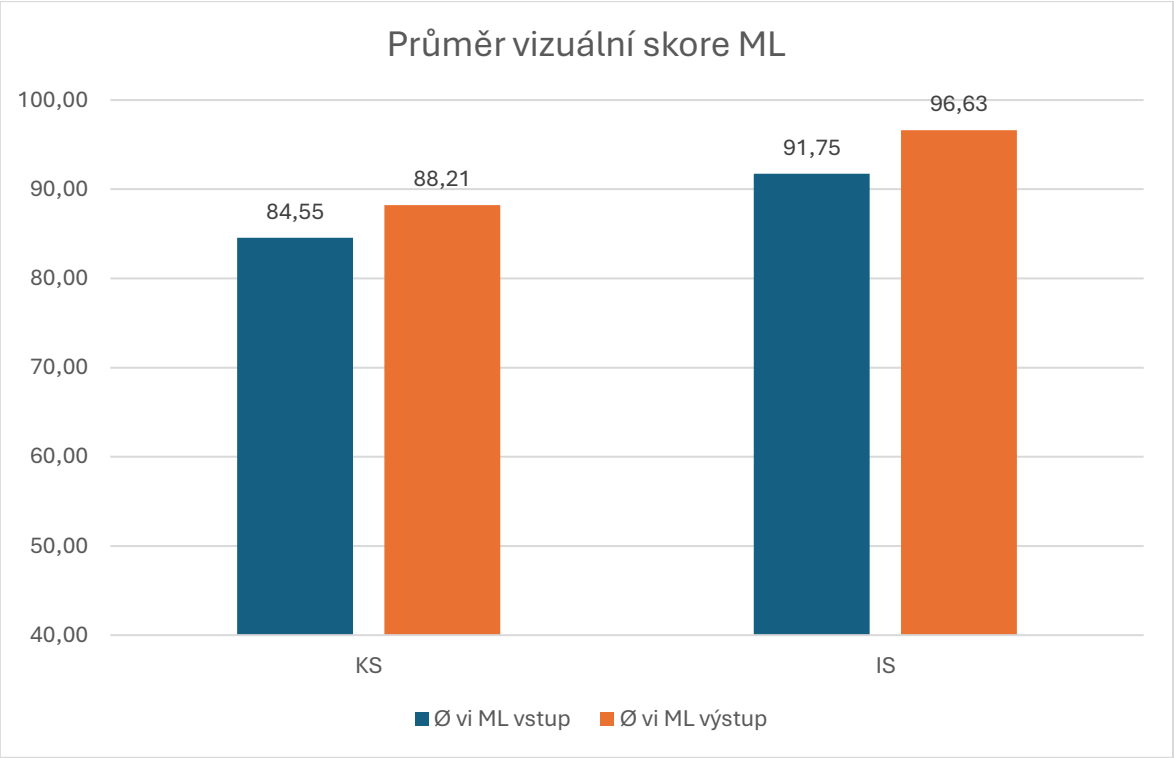


Graf 12 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS vizuální skore AP*

Osa Y je hodnota vizuálního skore vypočtená přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 12 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot vizuálního skore v AP směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky významný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl statisticky nevýznamný (viz tabulka 4).

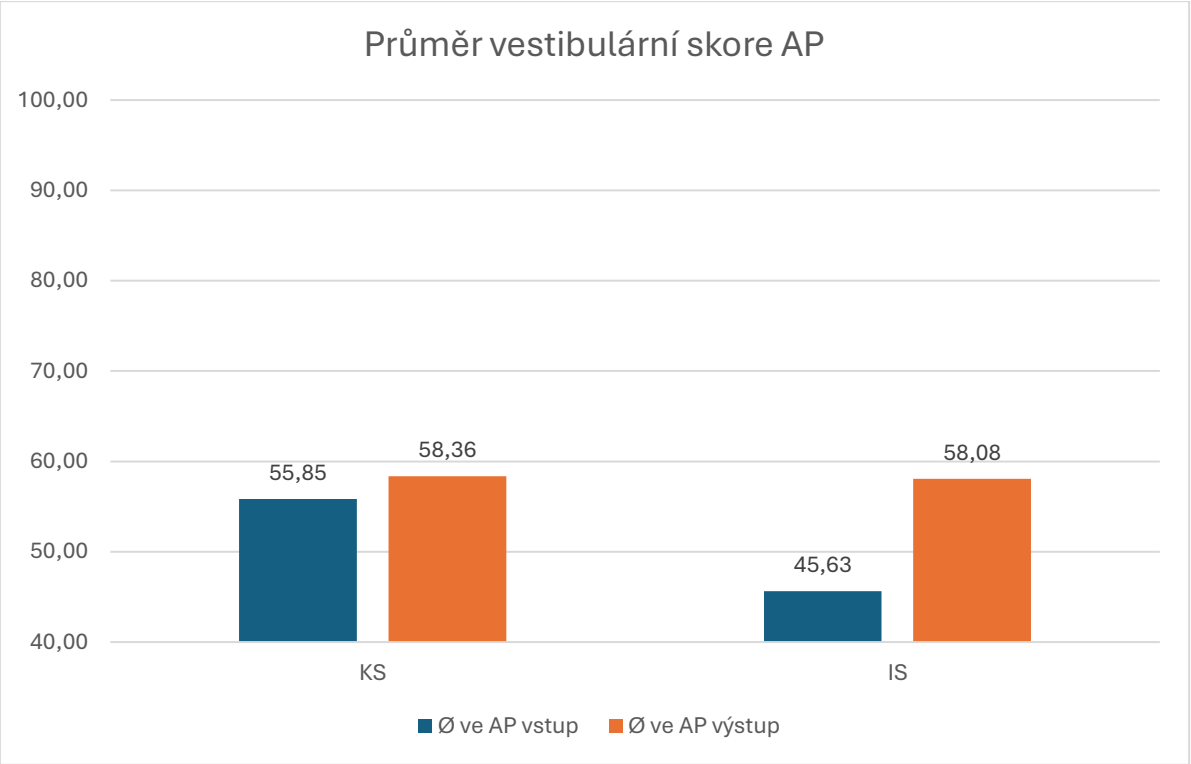


Graf 13 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS vizuální skore ML*

Osa Y je hodnota vizuálního skore vypočtená přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 13 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot vizuálního skore v ML směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky významný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl také statisticky významný (viz tabulka 4).

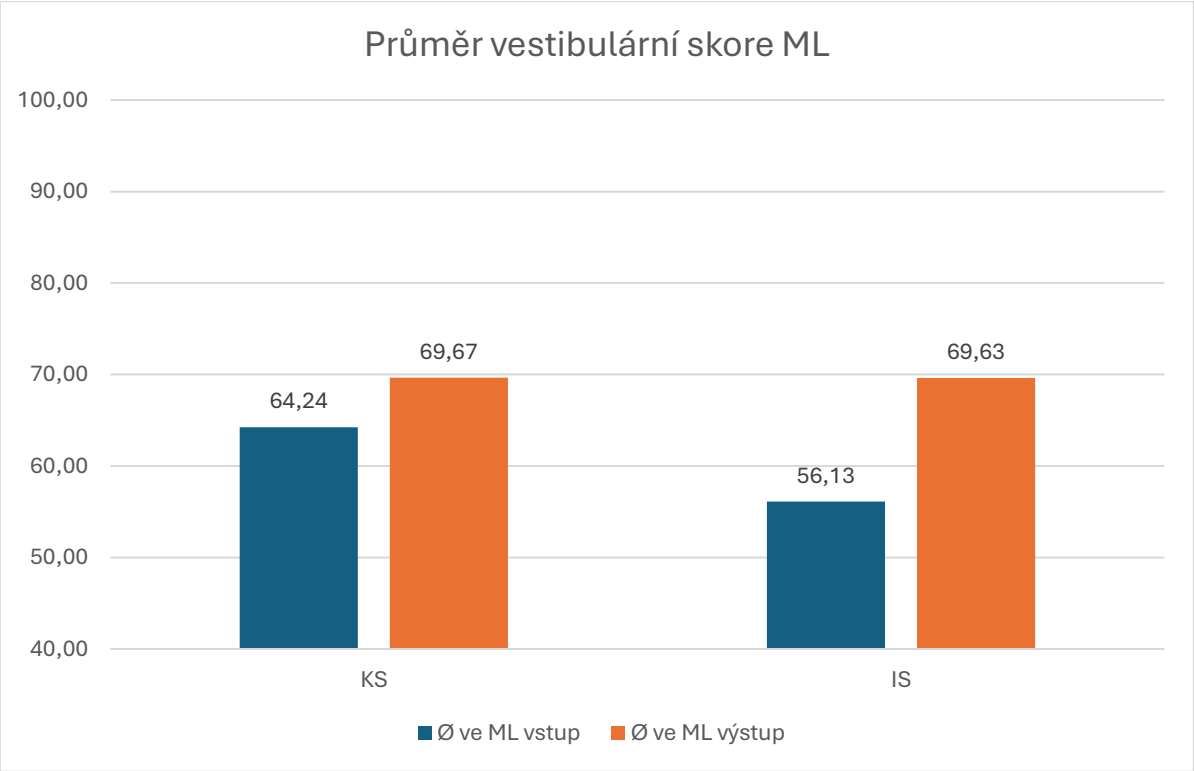


Graf 14 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS vestibulární skore AP*

Osa Y je hodnota vestibulárního skore vypočtená přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 14 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot vestibulárního skore v AP směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky nevýznamný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl statisticky významný (viz tabulka 4).

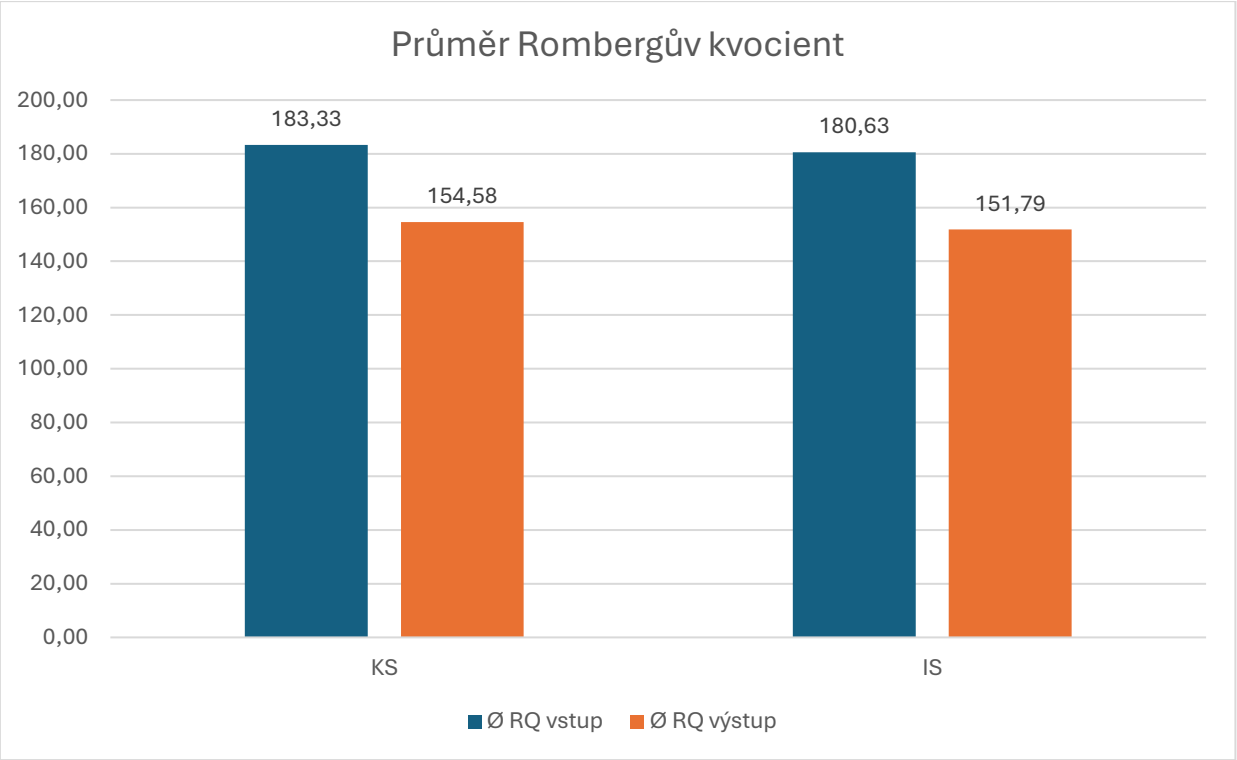


Graf 15 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS vestibulární skore ML*

Osa Y je hodnota vestibulárního skore vypočtená přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; KS: kontrolní skupina, IS: intervenční skupina

Graf 15 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot vestibulárního skore v ML směru u obou skupin. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření byl u KS statisticky významný. Rozdíl hodnot průměru vstupního a výstupního měření u IS byl také statisticky významný (viz tabulka 4).



Graf 16 *Porovnání průměrných hodnot KS a IS RQ*

Osa Y je hodnota Rombergova kvocientu vypočtená přístrojem – bezrozměrné číslo

Zkratky: RQ: Rombergův kvocient

Graf 16 zobrazuje srovnání vstupních a výstupních hodnot Rombergova kvocientu u obou skupin. Rombergův kvocient má normativní data určená intervalem, ve kterém se držela vstupní i výstupní data obou skupin.

5. Diskuse

Hlavním cílem naší studie bylo popsat a zhodnotit postup a výsledek motorického učení balančních dovedností na posturografické plošině s vizuální zpětnou vazbou u dospělých osob s poškozením centrální nervové soustavy (centrálního motoneuronu) v chronické fázi po CMP a ověřit vliv na jednotlivá senzorická skore posturografických parametrů rovnováhy.

Dále jsme chtěli sledovat mechanismy motorického učení u starších osob ve srovnání s mladými při využití technik s cíleným tréninkem změny polohy těžiště s vizuální zpětnou vazbou.

Motorické učení je proces získávání a zdokonalování pohybových dovedností prostřednictvím zkušenosti, praxe a opakování. Tento proces umožňuje jedinci osvojit si nové pohybové vzory, zdokonalit koordinaci a efektivitu pohybu a přizpůsobit se novým motorickým úkolům. Je zásadní pro vykonávání každodenních činností a specializovaných úkolů a je ovlivněn různými faktory (kognitivními, motorickými a environmentálními) (Schumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012). Motorické učení je součástí neuroplastických mechanismů, spočívajících ve strukturálních i funkčních změnách neurálních okruhů, které vznikají díky spouštěcím mechanismům doprovázejícím fyzickou aktivitu. Patří k nim změny prokrvení mozku a saturace kyslíkem, ale i aktivace dalších faktorů, jako je uvolňování signálních molekul (BDNF a dalších neurotrofních a neuroprotektivních faktorů) (Bezzola L. et al., 2012, Boudreau SA. et al., 2013).

Intenzita a pravidelnost tréninku je klíčová pro jeho efektivnost (Wang H. et al., 2013). Jedním z cílů současné rehabilitace je proto vytvořit přesná schémata rehabilitační intervence a jednotlivých terapií v různých fázích po poškození centrálního nervového systému. Zatím panuje v této oblasti značná nejednotnost, rozdíly v typu, délce a frekvenci terapií jsou jedním z velmi proměnlivých faktorů v aplikované intervenci (Kwakkel G. et al, 2004, Todhunter-Brown A. et al., 2025). Délky intervence byly v pro nás jinak inspirativních studiích od 4 týdnů (Tsaklis PV. et al., 2012, Hatzitaki V. et al., 2009), až po 12 týdnů (de Haart M. et al., 2004), frekvence intervence byla 3x týdně (Hatzitaki V. et al., 2009), 4x týdně (Tsaklis PV. et al., 2012), i 5x týdně (de Haart M. et al., 2004). Zároveň je třeba brát při plánování tréninku i rehabilitace v úvahu zjištění o limitu maximálně osmi týdnů zlepšování u

seniorů a pacientů po CMP, jak zjistila de Haart (de Haart M. et al., 2004). Na základě těchto studií a na základě zkušeností řady expertů z oboru, jsme se rozhodli pro frekvenci intervence jedenkrát týdně deset po sobě jdoucích týdnů.

Cílem studie číslo 1 zaměřené na motorické učení mladých žen a seniorek bylo posoudit průběh motorického učení ve vyšším věku ve srovnání s mladými osobami a efektivitu tréninku rovnováhy na stabilometrické platformě (Homebalance) s vizuální zpětnou vazbou. Jak skupina seniorek, tak skupina mladých žen prokázaly zlepšení rychlosti a přesnosti pohybů při změně polohy těžiště těla v každé tréninkové sekvenci, ale lišily se v dynamice procesu.

Diference v počátečních hodnotách časů provedení jednotlivých tréninkových sekvencí obou skupin byla velká, takže jejich přímé srovnání nebylo ve statistickém zpracování možné použít. Při srovnání relativního zlepšení (tedy procenta výchozí hodnoty času) však obě skupiny při srovnání rozdílu mezi prvním a desátým týdnem vykázaly statisticky významné zlepšení výsledků. To znamená, že mladí i starší probandi jsou schopni se učit a že skupina starších žen si zachovává schopnosti motorického učení. Dynamika motorického učení je srovnatelná, s rozdílem v absolutních hodnotách, který byl přítomen na začátku. To naznačuje, že mechanismus učení je podobný jak u mladých, tak u starších žen. Ačkoli zlepšení po šestém týdnu není statisticky významné, trend praktického zlepšování existuje a mohl by být předmětem dalšího studia.

První fází motorického učení je kognitivní fáze, kdy se jedinec seznamuje s cílem nového pohybu a současnými podmínkami polohy těla a končetin, tvoří strategie pohybu, hledá optimální možnosti jeho provedení na základě zpětnovazebných údajů z proprioreceptorů a dalších smyslových vstupů. V následné druhé tzv. asociativní fázi se zlepšuje koordinace, pohyb je plynulejší a vyžaduje méně vědomé kontroly, je efektivnější s méně chybami. Třetím stupněm motorického učení je autonomní fáze, kdy se pohyb stává automatickým a efektivním, jedinec ho provádí s minimálním volním úsilím, je schopen zaměřit pozornost i jinam než na trénovanou dovednost (Shumway-Cook A. a Woollacott MH., 2012).

Výsledky potvrdily zlepšení obou skupin v počátečních fázích motorického učení. Největšího zlepšení dosáhly obě skupiny ve druhém týdnu, přičemž pokrok pokračoval až do šestého týdne. Od šestého týdne bylo zlepšení obou skupin pomalejší, ale stále statisticky významné ve všech tréninkových sekvencích ve skupině mladých žen. Ve skupině seniorek bylo zlepšení statisticky významné jen v testech „spirála vpravo 2“ a „spirála vlevo 2“. Zlepšení během tréninku vykazovalo podobnou dynamiku: počáteční fáze zlepšení, která pravděpodobně odpovídá kognitivní fázi, trvá přibližně stejně dlouho u mladých i starších účastníků. Následující tréninkové období (od 6. týdne), které pravděpodobně odpovídá asociativní fázi, vykazuje pomalejší dynamiku zlepšení ve skupině mladých žen a malé zlepšení ve skupině starších žen.

Výsledky se lišily v závislosti na typu sekvence. Starší ženy se zlepšily hlavně v sekvencích vyžadujících větší rozsah pohybu („spirála pravá 1“, „spirála pravá 2“), nejméně v sekvencích vyžadujících malý rozsah pohybu a rychlou změnu směru pohybu („malé výchylky 1“ a „malé výchylky 2“). Mladé ženy dosáhly konzistentnějšího zlepšení ve všech typech tréninku, nejvýrazněji se stejně jako seniorky zlepšily v sekvencích s větším vychýlením těžiště (maximální zlepšení v „spirála pravá 1“). Studie Rajeshkumara (Rajeskumar L, Trewartha KM, 2019) ukazuje, že jak skupina mladých, tak skupina seniorů se zlepšovala v pohybu stejně dobře, senioři zlepšovali trénované pohyby stejně rychle jako mladší v sekvenčních podmínkách, v náhodných podmínkách však bylo učení seniorů pomalejší. Naše studie došla k podobnému závěru – obě skupiny se zlepšovaly v srovnatelné dynamice, i když v různých absolutních časech (seniorky měly delší časy).

„Náhodný“ test, při kterém nebylo možné se mentálně naučit sekvenci postupných cílů, prokázal schopnost přenést trénované motorické dovednosti do náhodných reakcí bez možnosti přípravy směru pohybu (obdobně jako je tomu v běžném životě při různých každodenních činnostech). I v tomto testu bylo patrné zlepšení v obou skupinách, i když mladší jedinci dosáhli lepších výsledků a variabilita jejich výsledků byla menší. To dokazuje schopnost motorického učení, a dokonce i uplatnění naučených dovedností i ve vyšším věku. Studie Trewarthy, Wanga, Rajeskumara a Gueye (Trewartha KM., 2019, Wang TS. et al., 2022, Rajeskumar L., Gueye T. et al., 2021) také popisují motorické učení u starších a mladších jedinců a potvrzují jeho efektivitu v případě tréninku pohybovými sekvencemi zaměřenými na

horní končetiny. Výsledky studií Šajtárové (Šajtárová L. et al., 2020), Trewarthy (Trewartha KM. et al., 2014) a Janatové (Janatová M. et al., 2016) jsou analogické našim, protože se ve svých studiích zabývaly pohybovými sekvencemi souvisejícími s rovnováhou těla. Šajtárová a Janatová použily ve svých studiích i stejný technický systém jako my, zaměřily se na seniory s poruchami rovnováhy a potvrdily pozitivní účinek cvičení s vizuální zpětnou vazbou.

Rovnováha souvisí se mobilitou a kvalitou života. Navíc patří mezi faktory, které lze potenciálně ovlivnit fyzickou aktivitou (Thilarajah S. et al. 2018). Trénink rovnováhy je proto důležitou strategií pro prevenci hypomobility a pádů nejen u starších osob a znalost procesu učení motorických rovnovážných dovedností je důležitá pro plánování tréninku pro seniory i osoby se zdravotním postižením, např. po cévní mozkové příhodě (Alhasan H. et al., 2017). Účinnost učení motorických dovedností ovlivňuje několik faktorů – věk, motivace, pozornost, zpětná vazba, praxe a opakování. (Seidler RD. et al., 2014) Zajímala nás role věku a zpětné vazby. Věkem podmíněné změny motorických a kognitivních funkcí mohou ovlivnit učení. Ačkoli výkon motorických dovedností může být věkem výrazně ovlivněn, získávání dovedností je věkem relativně neovlivněno (Voelcker-Rehage C., 2008). Znamená to tedy, že i když senioři mohou zaznamenat pokles motorického výkonu, mohou i tak dosáhnout významného zlepšení cvičením (Berghuis KM, 2019, Halická Z. et al., 2011, King BR. et al., 2013, Pace-Schott EF. a Spencer RMC., 2013, Trewartha KM. et al., 2014).

Technologie s vizuální zpětnou vazbou umožňují zvýšit intenzitu tréninku díky interakci s počítačem generovanou virtuální realitou, nácviku různých strategií provedení aktivit a vizualizací funkcí, které by jinak byly obtížně představitelné (v našem případě pohyb těžiště). VF tak nabízí pozitivní posílení, které usnadňuje zlepšení v provádění úkolu. (Lorkowski J. et al., 2025) Další výhodou těchto technik je, že proband/pacient sleduje své aktuální výsledky, pozoruje své postupné zlepšování (v našem případě zkracování času potřebného k provedení tréninkových sekvencí) a je tak motivován pokračovat v tréninku. To potvrzuje i průběh našich studií, kdy v intervenční skupině nedokončila pouze jedna osoba ze sociálních důvodů a jedna osoba v kontrolní seniorské skupině ze zdravotních důvodů.

Námi popisovaná studie dokazuje, že trénink motorického učení je proveditelný, bezpečný a účinný při zlepšování schopností kontroly rovnováhy ve stoje. Výsledky této studie potvrzují schopnost podstoupit trénink rovnováhy ve vyšším věku a schopnost zlepšit rovnovážné schopnosti a aplikovat motorické učení. Naše závěry jsou v souladu se se studiemi (Zijlstra A. et al., 2010, Janatová M. et al., 2015, Alhasah H. et al., 2017, Barcala L. et al., 2013, Laver KE. et al., 2015, Šajtárová L. et al., 2020), které použily virtuální realitu s VF během fyzioterapie a schopnost osob se zdravotním postižením nebo starších osob cvičit na stabilometrických platformách také potvrdily. Velmi důležité je i zjištění, ke kterému dospěla i Gueye (Gueye T., 2021). Popisuje, že i když starší generace nové technologie neznají, jsou ochotny je používat s velmi dobrou compliancí a lze je tedy využít s dobrým efektem k tréninku motorických funkcí.

Výsledky seniorek ukázaly, že dosáhly stropu svých schopností dříve, než mladé ženy a pokračování tréninku nevedlo v jejich věkové skupině k dalšímu významnému zlepšování trénovaných funkcí. V našem modelu bylo touto hranicí šest týdnů. Obdobný výsledek měla i studie de Haart (de Haart M. et al., 2004), kde hranicí bylo osm týdnů. V klinické praxi to zřejmě znamená, že seniorům postačují kratší tréninkové cykly. Tento fakt je ale třeba upřesnit dalšími studiemi cílenými na délku tréninkových cyklů, jejich frekvenci a případné opakování.

Je zajímavé, a pro plánování rehabilitace osob v mladších věkových skupinách využitelné, že Wristley dokázal ve studii u skupiny mladých dospělých zlepšení parametrů rovnováhy i pouhými pěti opakováními provedení SOT ve 2 týdnech. (Wristley DM. et al. 2007)

Roli v efektivitě tréninku mohou hrát i směrové faktory přenosu těžiště. Hatzitaky (Hatzitaky V. et al., 2009), provedla obdobně jako my studii na skupině seniorek, ve které se statisticky významně zlepšila stabilita v AP směru u těch, které měly trénink zaměřený právě na směr AP. Ty, které cvičily v ML směru nedosáhly statisticky významného zlepšení ani v ML směru ani v AP směru. Podle naší studie se seniorky zlepšovaly v obou rovinách srovnatelně. Rozdíl výsledků může být dán komplexnějšími tréninkovými sekvencemi, které obsahovaly nejen pohyb v AP a ML směru, ale i sekvence s větším rozsahem pohybu těžiště těla bez opakovaného

návratu do středové pozice. Právě tyto sekvence se podle naší studie jeví pro starší ženy ve cvičení ve stoji jako nejslibnější, seniorky se v nich nejvíce zlepšovaly.

První studií jsme ověřili využitelnost posturografické plošiny s vizuální zpětnou vazbou pro motorické učení balančních dovedností, které jsme chtěli studovat v druhé fázi studie. Přenos naučených balančních dovedností z tréninkových klinických podmínek do kontextu reálného využití je důležitou součástí terapie. Převedení naučeného pohybu do dalších pohybových dovedností ale není automatické (Krakauer JW. et al., 2006, Kitago K., Krakauer JW., 2013), proto nás zajímal dopad změny posturálních dovedností na rovnováhu.

Posturální nestabilita může vzniknout v důsledku vestibulárních poruch, v důsledku neurologických onemocnění, jako je cévní mozková příhoda, roztroušená skleróza (RS), polyneuropatie, myelopatie, cerebelární poruchy a Parkinsonova choroba. Vědecké studie se věnují velmi často vestibulárním příčinám, Parkinsonově chorobě a roztroušené skleroze, ostatním jednotkám méně často. (Rossi-Izquierdo M. et al., 2016, Srivastava A. et al., 2009, Vanicek N. et al., 2013).

Ve druhé studii jsme studovali vliv motorického učení na rovnováhu pacientů s poruchou centrálního motoneuronu po proběhlé CMP ve srovnání s reakcemi seniorů. Stárnutí popisují studie jako stav s přirozeným zhoršením senzorických vstupů vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických, s přibývajícím věkem se objevují také změny v centrálních mechanismech zpracování informací a jejich zhoršená integrace v rámci rovnovážných reakcí, a to i zhoršením schopnosti kompenzovat nespolehlivé nebo protichůdné senzorické vstupy (Sturnieks D.L. et al., 2008, Wang J. et al., 2024). Zajímali jsme se o vliv tréninku na posturografické plošině s VF na rovnováhu subjektů, popsanou posturografickým vyšetřením před a po proběhlém tréninkovém cyklu. Vzhledem k velikosti souboru jsme nevytvářeli podskupiny podle etiologie CMP ani strany postižení (de Haart M et. al, 2004, de Haart M et al., 2005, Dault M. et al. 2003).

Hlavním zjištěním bylo, že v obou skupinách se po absolvovaní tréninkového cyklu měřené parametry balančních dovedností zlepšily. Hodnotili jsme jednotlivé rovnovážné strategie podle uplatnění senzorických vstupů, abychom zjistili, kterou lze nejlépe trénovat a na jakých postupech nejlépe postavit rehabilitační intervenci.

Pokud jeden smyslový vstup neposkytuje optimální nebo dostatečně přesná data o tělesné pozici a pohybu, reaguje mozek dočasným snížením „důležitosti – weight“ informací z tohoto smyslu a zvýší „důležitost“ ostatních, v ten moment přesnějších smyslů. Tento fenomén je někdy nazýván smyslový „re-weighting“ (Assländer L, Peterka RJ). Hierarchie smyslů v CNS je tedy flexibilní, aby systém udržel rovnováhu. Za patologických situací je přesun „důležitosti“ systematičtější. Například pokud jsou somatosenzorické informace z dolních končetin alterované, převezme dlouhodobě kompenzaci za chybějící informace zrakový a vestibulární systém. Pokud jde o kompenzaci vizuálním systémem, zvýšená závislost na zraku se ozřejmí v situaci, když je takový pacient vizuálních informací zbaven (např. zavřením očí během cíleného vyšetření) (Peterka RJ 2002). To potvrzují i vstupní data v naší studii, kdy skupina po CMP měla velmi nízké hodnoty ve vestibulárním skore a skupina seniorská jen o málo vyšší, ačkoli byly do obou skupin zařazeny osoby bez klinických příznaků funkčních poruch rovnováhy.

U pacientů po CMP hrají v rovnováze a asymetrii zatížení roli nejen alterované senzorické vstupy (hypestezie jedné dolní končetiny, změny zrakového pole…) ale i obavy přenést váhu na postiženou stranu (Perennou D., 2005). Přitom schopnost přenést váhu těla z jedné dolní končetiny na druhou je základním aspektem lidské (tj. bipedální) lokomoce a každodenních aktivit. Přesun váhy vyžaduje aktivaci postury a je klíčový pro správný (anatomické struktury nepřetěžující, energeticky ekonomický) stereotyp chůze (Horak et al. 1997) i jako prediktor schopnosti provádět ADL (Hsieh 2002). Osoby po CMP obvykle asymetricky zatěžují dolní končetiny a mají problém přenášet váhu v rámci své opěrné baze bez ztráty rovnováhy (Perennou D., 2005), na čemž se podílí i asymetrické vnímání rozložení váhy na DKK (Briere A. et al. 2010). Tzaklis (Tzaklis PV. et al., 2012) ve své studii zaměřené na trénink přesunu váhy a rozložení váhy na dolních končetinách u pacientů v chronické fázi po CMP pozorovali zlepšení funkčního balančního skore, zlepšení stability v klidovém stoji a zlepšení posturální kontroly v takzvaných „forward reaching“ testech (tedy v rovnováze v anteroposteriorním směru), i když tato zlepšení nebyla provázena zlepšením rozložení váhy na dolních končetinách.

V naší studii se trénink balančních dovedností projevil také více v AP směru. Vstupní parametry rovnováhy pacientů po CMP byly horší v AP rovině

v somatosenzorickém i vestibulárním skore, v ML směru byly rozdíly menší. Po tréninku se parametry v obou skore v obou směrech vyrovnaly u obou skupin. Z pohledu jednotlivých skore, se obě skupiny se mezi sebou vstupně výrazně lišily ve stabilitě v somatosenzorickém skore v AP směru, vestibulárním skore v AP směru, méně ve vestibulárním skore v ML směru, a minimálně ve vizuálním skore v AP a somatosenzorickém skore v ML směru. Vyšší vizuální skore v ML směru u intervenční skupiny bychom interpretovali tak, že při somatosenzorickém vstupu alterovaném po CMP se mozek snaží využívat kompenzačně vstup vizuální, což je v souladu s výsledky studie Dault (Dault MC et al., 2003).

Z klinického hlediska jsou tato fakta důležitá, protože v současné době neexistují v rehabilitaci protokoly pro cílené vyšetření poruch zraku u lidí s poškozením mozku, první studie s cílem popsat změny posturálních vzorců u pacientů s CMP v korelaci s poškozením zraku v české populaci jsou s využitím české verze testu biVABA v současné době připravovány.

Trénink posturálních dovedností s VF vedl u obou skupin ke zlepšení vestibulární složky rovnováhy, u intervenční skupiny statisticky velmi významně (v AP i ML směru) a prakticky se vyrovnala hodnotám kontrolní skupiny.
V somatosenzorickém skore se IS zlepšila statisticky významně v obou směrech, KS se statisticky významně zlepšila pouze v ML směru. I v tomto směru se obě skupiny dostaly na podobné hodnoty skore. Skupina pacientů po CMP se tedy nejvíce zlepšila ve vestibulárním skore a naším závěrem tedy je, že rehabilitační postupy je možné a vhodné cílit na zlepšování právě tohoto senzorického vstupu.

Posturografická vyšetření s podrobným testováním rovnovážných funkcí jsou jednak účinný diagnostický nástroj k rozlišení centrálních a periferních příčin závratí a poruch rovnováhy, ale také slouží jako cenný nástroj při rehabilitaci. Mnoho pacientů s výše uvedenými onemocněními je ohroženo pádem. Terapeuti a lékaři mohou využít objektivní data k edukaci pacientů a vypracování individuálních strategií prevence pádů. Výzkumy také ukazují, že posturografie má větší citlivost než klinické testy, například Rombergův test při hodnocení a sledování rovnováhy u pacientů s roztroušenou sklerózou (Melillo F. et al. 2017). V kombinaci s tréningem rovnováhy využitím VR s VF pak přináší vhodnou strategii pro diagnostiku i terapii poruch rovnováhy – jak potvrzuje naše studie v pacientů po CMP, stejně jako studie Gueye (Gueye T., 2021). Studie

týkající se poruch rovnováhy po CMP potvrzují jak větší účinnost balanční terapie s využitím VR aplikované souběžně s konvenčními terapiemi, (Laver KE. et al. 2017, Chen L. et al., 2016, de Rooij IJ. et al., 2016, Hung JW. et al. 2014, Lee SW. et al., 2013, Mohammadi R. et al., 2019), tak větší účinnost rehabilitace, kdy je konvenční terapie terapií s VR nahrazena (Lee HY. et al.,2015, Llorens R. et al.2015, Morone G. et al., 2014), případně že mezi nimi není rozdíl (Gueye T., 2021). V systematické rešerši cílené na efekt VR na rovnováhu je popsána VR jako účinná u pacientů v chronické fázi po CMP (Chen L., 2016). Obdobně Laver (Laver KE. et al., 2018) porovnala studie pacientů po CMP, kteří zahájili terapii s VR do šesti měsíců po CMP s pacienty, kteří ji zahájili později, a zjistila významně lepší výsledky ve skupinách pacientů v chronické fázi po CMP. Nicméně právě Laver v poslední ze svých opakovaných systematických rešerší došla k závěrům, že ze sledovaných parametrů studií (pohyb HK, rovnováha, rychlost chůze, zapojení do participací a kvalita života) má terapie se zapojením virtuální reality a her pozitivní výsledky především na zapojení horní končeny a rovnováhu, na ostatní má vliv malý (Laver KE. et al., 2025). Naše studie potvrdila tento efekt i jako izolované terapie v chronické fázi po CMP. V klinické praxi jsou tyto závěry využitelné jednak při organizování dlouhodobé rehabilitace, jednak v doporučeních pro samostatné cvičení pacientů v domácím prostředí.

Virtuální realita s VF je úspěšně využívána nejen pacienty, ale i seniory k tréninku rovnováhy a svalové síly (Ozaki K. et al., 2017) a ke snižování rizika pádu (Kamińska MS. et al., 2017, Bieryla KA. a Dold NM., 2013). Výsledky našich studií potvrzují prospěch seniorek z tréninku balančních dovedností.

Studie 1 cílená na motorické učení potvrdila, že motorické učení rovnovážných schopností pomocí vizuální zpětné vazby je možné u starší populace a dynamika tohoto procesu je podobná u mladých i starších osob. Učení motorických dovedností je zvláště důležité v rehabilitačních zařízeních, kde pacienti často potřebují znovu se naučit pohyby, které byly poškozeny v důsledku úrazu nebo nemoci. Techniky využívající speciální trénink úkolů s vizuální zpětnou vazbou mohou zlepšit motorické učení a obnovu pohybu. Porozuměním principům motorického učení v souvislosti s věkem můžeme vytvořit účinnější tréninkové a rehabilitační programy přizpůsobené individuálním potřebám pacientů/osob. Čím více různých technologií můžeme použít, tím větší je naše schopnost vybrat nejvhodnější tréninkovou metodu pro konkrétního

pacienta s využitím přiměřené a vhodné/ kapacity mozkových funkcí. Na druhou stranu musí mít trénink, zvláště u pacientů po CMP, velmi jasná pravidla, aby se zabránilo přetížení a následným komplikacím. Aktivace neuroplastických mechanismů může přesáhnout oblasti přímo spojené s motorickým učením a pozitivně ovlivňovat i jiné prvky kognitivních funkcí (Berghuis KM. et al., 2015). Lze pozorovat zlepšení i jiných forem učení a paměti, zlepšení interhemisferického spojení i parametrů verbální komunikace (Bislick LP. et al., 2016). Motorický trénink tak může zlepšovat celkový proces rehabilitace po poškození mozku (Gokeler A. et al., 2019).

Že se bude muset rehabilitace orientovat na přístupy se stále větším zapojením počítačů je prakticky jisté. Nejen vzhledem k demografické situaci se stále se zvyšujícím počtem seniorů schopných tyto technologie používat, ale i díky ekonomickým tlakům moderní doby, budeme muset připravit různé programy, včetně programů zaměřených na rovnováhu. Stále důležitější roli bude mít telerehabilitace – online sledování a hodnocení rehabilitačních intervencí, zapojení VR do různých typů cvičení (ADL, kognitivní trénink…). V programech založených na samostatném cvičení v domácích prostředí je zpětná vazba a určitý stupeň „sledování“ důležitým prvkem motivace a udržení dlouhodobější spolupráce, což je v chronické fázi po CMP důležitý faktor.

Limitace naší studie je zejména v malém počtu probandů. V neurorehabilitačním programu KRL 1.LF UK a VFN dominují pacienti s těžkými následky po poškození mozku, obvykle kombinovanými motorickými, kognitivními, fatickými a senzorickými poruchami. Preferovali jsme ale skupinu homogennější, kdy uplatnění vylučujících kritérií vedlo k možnosti zařadit jen menší počet vhodných probandů bez těžkých poruch v chronické fázi po CMP. Dalším limitem je genderová jednolitost kontrolní skupiny (pouze ženy), kterou jsme volili z důvodů proveditelnosti studie, protože získat do studie zdravé spolupracující seniory muže se nepodařilo. Další studie by bylo vhodné provádět na větším vzorku založeném na genderově vyvážené skupině osob s mírnou fyzickou aktivitou. Dílčí výsledky studie motorického učení nás vedou k závěru, že by bylo třeba výzkum v budoucnu zaměřit na délku série tréninku, případně přetrvání efektu nacvičených dovedností a správné časování eventuálního opakování celého tréninku.

6. Zhodnocení hypotéz a cílů

Hypotéza 1:

Naší první hypotézou bylo, že motorické učení posturálních a balančních dovedností bude mít u mladých žen lepší parametry než u seniorek. Studie 1 ukázala, že mladé ženy se zlepšují po celou dobu tréninku (10 týdnů statisticky významně), oproti seniorkám, které se ve většině parametrů zlepšovaly do šestého týdne. Mladé ženy mají také ve většině tréninkových sekvencí větší rozdíly mezi vstupními a výstupními hodnotami než seniorky. Hypotéza byla potvrzena.

Parametry motorického učení mladých žen svědčí pro celkově lepší učení, nicméně dynamika procesu je u obou skupin obdobná a potvrzuje schopnost seniorek se učit novým pohybovým dovednostem.

Hypotéza 2:

Naší druhou hypotézou bylo, že posturografické parametry rovnováhy pacientů po poškození centrálního motoneuronu budou po tréninku balančních dovedností srovnatelné s parametry seniorské skupin. Studie 2 ukázala že výstupní hodnoty vestibulárního skore v anteroposteriorním i mediolaterálním směru a somatosenzorického skore v mediolaterálním směru jsou u obou skupin prakticky totožné, somatosenzorického skore v anteroposteriorním směru jsou minimálně odlišné. Rozdíl zůstává ve vizuálním skore v anteroposteriorním i mediolaterálním směru. Hypotéza byla potvrzena částečně.

Motorické učení na posturografické plošině má pozitivní vliv především na vestibulární skore, které přestavuje zapojení vestibulárního systému do rovnováhy. Posturografické vyšetření je schopno popsat podrobněji vstupní nízké parametry i zachytit jejich změnu po terapii, přestože ve standardním klinickém vyšetření nebyly významné příznaky funkčního poškození rovnováhy pozorovány.

7. Závěry

Předložená práce zkoumala mechanismy motorického učení a jeho dopadu na rovnováhu pacientů s poškozením CNS a seniorů.

Studie prokázala, že motorické učení je využitelné i v seniorském věku a že existuje přímá souvislost mezi tréninkem balančních dovedností s využitím posturografické plošiny s vizuální zpětnou vazbou a zlepšením rovnováhy u pacientů po CMP a seniorů.

Výsledky naznačují, že tento typ terapie zlepšuje motorické dovednosti a tím může přispět ke zlepšení mobility pacientů i seniorů a snížit tak riziko komplikací z hypomobility a pádů.

Abychom více pochopili tyto mechanismy, měl by se budoucí výzkum zaměřit na délku, frekvenci a načasování opakování tréninkových cyklů na větších a heterogennějších skupinách probandů.

Z klinického hlediska by měly být zavedeny do rehabilitace pacientů po CMP terapie se zaměřením na zlepšení vestibulární senzorické složky, například terapie s vizuální zpětnou vazbou kombinovat s měkkými ev. nestabilními prvky stoje. Měli bychom připravit programy, včetně programů zaměřených na rovnováhu, pro telerehabilitaci a samostatné cvičení v domácím prostředí, a to jak pro pacienty, tak i seniory.

8. Souhrn

Práce se věnuje motorickému učení s využitím vizuální zpětné vazby u lidí po poškození centrálního motoneuronu. Zabývá se využitím tréninku posturální stability a rovnováhy na posturografické plošině v neurorehabilitaci těchto osob, teoretickými východisky a průběhem a charakteristikami motorického učení u různých věkových skupin. Shrnuje principy neuroplasticity mozku, motorického učení a vizuální zpětné vazby. Zaměřuje se na efekt motorického učení na rovnováhu pacientů v chronické fázi po cévní mozkové příhodě. První studie srovnává průběh motorického učení mladých žen a seniorek během tréninku posturálních dovedností ovládání pohybu těžiště na posturografické plošině s vizuální zpětnou vazbou. Druhá studie porovnává výsledky změn rovnováhy pacientů s poškozením centrálního motoneuronu a seniorek po téže sekvenci tréninků. Cílem práce bylo sledovat efekt motorického učení balančních dovedností na posturografické plošině s vizuální zpětnou vazbou a ověřit vliv senzorických vstupů na posturografické parametry rovnováhy. Druhým cílem bylo sledovat mechanismy motorického učení u dvou věkově rozdílných skupin a ověřit, zda je mezi nimi rozdíl.

Pacienti s poškozením centrálního motoneuronu ve své většině potřebují dlouhodobou rehabilitací zaměřenou na zlepšení hybnosti končetin a trupu, posturální stability a rovnováhy, fatických a kognitivních funkcí a tím zlepšení celkového funkčního stavu a kvality života. Rehabilitace postavená na neurorehabilitačních principech se významně podílí na zlepšení a obnově funkcí, dovedností a celkovém zapojení pacientů do soběstačnosti, aktivit a životních rolí. Uzdravování je složitý a komplexní proces, kterému rehabilitace pomáhá aktivací neuroplastických, reparačních a kompenzačních faktorů aktivitami vhodného typu a intenzity. Aby motorické učení bylo dostatečně intenzivní a efektivní, je třeba, aby bylo dostatečně časté, pravidelné a soustředěné. Toto nám pomohou zajistit techniky zpětné vazby, virtuální reality a rozšířené zpětné vazby, které lépe, než konvenční terapie motivují pacienta k dostatečnému počtu opakování, setrvání u terapií a lepšímu soustředění i lepšímu subjektivnímu zážitku. Zpětná vazba umožňuje kontrolovat časování úkolu, jeho přesnost a podporuje motorické učení.

Výsledky ukázaly, že po tréninku s vizuální zpětnou vazbou se zlepšily měřené parametry balančních dovedností, zlepšila se především vestibulární složka rovnováhy.

Studie cílená na motorické učení potvrdila, že motorické učení rovnovážných schopností pomocí vizuální zpětné vazby je možné u starší populace a dynamika tohoto procesu je podobná u mladých i starších osob. Závěry prokazují dobré schopnosti motorického učení balančních dovedností i ve vyšším věku. Prokazují také pozitivní odpad tréninku na rovnováhu u pacientů po poškození CNS. Proto by měly být takového prvky tréninku zařazeny do rehabilitace pacientů v rehabilitačních zařízeních i v programech založených na samostatném cvičení v domácích prostředí, i jako prevence poruch rovnováhy u seniorů a předcházení dalším obtížím a pádům.

Summary

The thesis focuses on motor learning using visual feedback in people with central motor neuron damage. It concerns on the use of postural stability and balance training on a posturographic platform in the neurorehabilitation of these persons, theoretical principles, and the process and characteristics of motor learning in different age groups. It summarizes the principles of brain neuroplasticity, motor learning, and visual feedback. It focuses on the effect of motor learning on the balance of patients in the chronic phase after a stroke. The first study compares the motor learning process of young women and elderly women during training in postural skills for controlling the center of gravity on a posturographic platform with visual feedback. The second study compares changes in balance parameters in patients with central motor neuron damage and elderly women after the same training sequence. The aim of the thesis was to observe the effect of motor learning of balance skills on a posturographic platform with visual feedback and to confirm the impact of sensory inputs on posturographic balance parameters. The second aim was to observe the mechanisms of motor learning in two age-differentiated groups and to verify whether there is a difference between them.

The majority of patients with central motor neuron damage need long-term rehabilitation focused on improving limb and trunk mobility, postural stability and balance, speech and cognitive functions, thus improving their functional capacity and quality of life. Rehabilitation based on neurorehabilitation principles plays a significant

role in improving and recovering functions, skills, and the overall involvement of patients in self-sufficiency, activities, and life roles.

Recovery is a complex and comprehensive process, supported by rehabilitation through the activation of neuroplastic, reparative, and compensatory factors using activities of an appropriate type and intensity. For motor learning to be sufficiently intensive and effective, it needs to be frequent, regular, and concentrated. This can be achieved with the help of feedback techniques, virtual reality, and augmented feedback, which motivate patients to perform a sufficient number of repetitions, persist with therapy, concentrate better, and subjectively enjoy the experience more than conventional therapies. Feedback allows the timing and precision of the task to be controlled, and supports motor learning

The results showed that after training with visual feedback, the measured stability parameters improved, with the vestibular component showing the most significant improvement. A study aimed at motor learning confirmed that motor learning with visual feedback is effective in both older and younger populations and shows similar dynamics, although the older population reaches the limit of improvement earlier. The results demonstrate good ability to learn motor balance skills even at an elderly age. They also show the positive impact of training on balance in patients after brain damage. Therefore, such training activities should be included in the rehabilitation of patients in rehabilitation centers and in programs based on individual exercise at home, as well as in the prevention of balance disorders in seniors and the prevention of further difficulties and falls.

9. Literatura

1. Alhasan, H., Hood, V., & Mainwaring, F. (2017). The effect of visual biofeedback on balance in elderly population: a systematic review. *Clinical interventions in aging*, 487-497.
2. Allum, J. H. J., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., & Hadders-Algra, M. (1998). Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & posture*, *8*(3), 214-242.
3. Angerová, Y. (2011). Neurorehabilitace po poškození mozku. Možnosti ovlivnění. Disertační práce. Dostupné z: dspace.cuni.cz.
4. Angerova, Y., Marsalek, P., Chmelova, I., Gueye, T., Uherek, S., Briza, J., ... & Rogalewicz, V. (2020). Cost and cost-effectiveness of early inpatient rehabilitation after stroke varies with initial disability: the Czech Republic perspective. *International Journal of Rehabilitation Research*, *43*(4), 376-382.
5. Asai, M., Watanabe, Y., Ohashi, N., & Mizukoshi, K. (1993). Evaluation of vestibular function by dynamic posturography and other equilibrium examinations. *Acta Oto-Laryngologica*, *113*(sup504), 120-124.
6. Assländer, L., & Peterka, R. J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of neurophysiology*, *111*(9), 1852–1864.
7. Barcala, L., Grecco, L. A. C., Colella, F., Lucareli, P. R. G., Salgado, A. S. I., & Oliveira, C. S. (2013). Visual biofeedback balance training using wii fit after stroke: a randomized controlled trial. *Journal of physical therapy science*, *25*(8), 1027-1032.
8. Basmajian JV. *Biofeedback – Principles and Practice for Clinicians*.Baltimore. The Williams and Wilkins Company; 1979, pp 1-4
9. Bastian, A. J. (2006). Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Current opinion in neurobiology*, *16*(6), 645-649.
10. Berghuis, K. M., Veldman, M. P., Solnik, S., Koch, G., Zijdewind, I., & Hortobágyi, T. (2015). Neuronal mechanisms of motor learning and motor memory consolidation in healthy old adults. *Age*, *37(3)*, 1-18.
11. Bezzola, L., Mérillat, S., & Jäncke, L. (2012). Motor training-induced neuroplasticity. *GeroPsych*. 25(4), 189-197.
12. Bieryla, K. A., & Dold, N. M. (2013). Feasibility of Wii Fit training to improve clinical measures of balance in older adults. *Clinical interventions in aging*, *8*, 775-781.
13. Bislick, L. P., Weir, P. C., Spencer, K., Kendall, D., & Yorkston, K. M. (2016). Do principles of motor learning enhance retention and transfer of speech skills? A systematic review. *The Science of Aphasia Rehabilitation*, 95-114.
14. Boudreau, S. A., Lontis, E. R., Caltenco, H., Svensson, P., Sessle, B. J., Andreasen Struijk, L. N., & Arendt-Nielsen, L. (2013). Features of cortical neuroplasticity associated with multidirectional novel motor skill training: a TMS mapping study. *Experimental brain research*, *225*(4), 513-526.

15. Branco, J.P., Oliveira, S., Sargento-Freitas, J., LaAns, J., Pinheiro J., (2019). Assessing functional recovery in the first six month after acute ischemic stroke: a prospective, observational study. *Europian journal of physical and rehabilitation medicine, 55(1),* 1-7.
16. Braune W, Fischer O. (1984) On the Centre of Gravity of the Human Body. Berlin. Springer-Verlag.
17. Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, *41*(8), 1704-1708.
18. Bruthans J., (2019) Analýza epidemiologických dat týkajících se morbidity a mortality spojené s CMP pomáhá hodnotit vliv prevence a léčby a určit postupy vedoucí ke zlepšení prognózy CMP v populaci, *CMP journal*, 2(1), 5-8.
19. Buma, F., Kwakkel, G., & Ramsey, N. (2013). Understanding upper limb recovery after stroke. *Restorative neurology and neuroscience*, *31*(6), 707-722.
20. Byblow, W. D., Stinear, C. M., Barber, P. A., Petoe, M. A., & Ackerley, S. J. (2015). Proportional recovery after stroke depends on corticomotor integrity. *Annals of neurology*, *78*(6), 848-859.
21. Clendaniel, R. A. (2000). Outcome measures for assessment of treatment of the dizzy and balance disorder patient. *Otolaryngologic Clinics of North America*, *33*(3), 519-533.
22. Čakrt, O., & Jeřábek, J. (2017). Vestibulární rehabilitace. *Neurologie pro praxi*, *18*(3), 170-173.
23. Černý, R., Čakrt, O., & Jeřábek, J. (2017). Laboratorní metody vyšetření vestibulárního aparátu. *Neurologie pro praxi*, *18*(3), 163-169.
24. D'Anna, C., Schmid, M., Bibbo, D., Bertollo, M., Comani, S., & Conforto, S. (2015). The effect of continuous and discretized presentations of concurrent augmented visual biofeedback on postural control in quiet stance. *PloS one*, *10*(7), e0132711.
25. Dault, M. C., de Haart, M., Geurts, A. C., Arts, I. M., & Nienhuis, B. (2003). Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Human movement science*, *22*(3), 221-236.
26. de Haart, M., Geurts, A. C., Dault, M. C., Nienhuis, B., & Duysens, J. (2005). Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(4), 755-762.
27. de Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *85*(6), 886-895.

28. De Rooij, I. J., Van De Port, I. G., & Meijer, J. W. G. (2016). Effect of virtual reality training on balance and gait ability in patients with stroke: systematic review and meta-analysis. *Physical therapy*, *96*(12), 1905-1918.
29. Deliagina, T. G., Zelenin, P. V., Beloozerova, I. N., & Orlovsky, G. N. (2007). Nervous mechanisms controlling body posture. *Physiology & behavior*, *92*(1-2), 148-154.
30. Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1979). Voluntary motor commands in human ballistic movements. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*, *5*(5), 415-421.
31. Dimyan, M. A., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nature Reviews Neurology*, *7*(2), 76-85.
32. Enoka RM. Neuromechanics of human movement 5th edition Leeds: Human Kinetics; 2015
33. Feigin, V. L., Brainin, M., Norrving, B., Martins, S. O., Pandian, J., Lindsay, P., ... & Rautalin, I. (2025). World stroke organization: global stroke fact sheet 2025. *International Journal of Stroke*, *20*(2), 132-144.
34. Feldman, A. G. (2016). The relationship between postural and movement stability. *Progress in motor control: Theories and translations*, 105-120.
35. Fitts, P. M., Posner, M. I. (1967). Human performance. Brooks/Cole.
36. Genthe, K., Schenck, C., Eicholtz, S., Zajac-Cox, L., Wolf, S., & Kesar, T. M. (2018). Effects of real-time gait biofeedback on paretic propulsion and gait biomechanics in individuals post-stroke. *Topics in stroke rehabilitation*, *25*(3), 186-193.
37. Gokeler, A., Neuhaus, D., Benjaminse, A., Grooms, D. R., & Baumeister, J. (2019). Principles of motor learning to support neuroplasticity after ACL injury: implications for optimizing performance and reducing risk of second ACL injury. *Sports Medicine*, *49*(6), 853-865.
38. Groenewegen, H. J. (2003). The basal ganglia and motor control. *Neural plasticity*, *10*(1-2), 107-120.
39. Gueye T. *Využití vizuální zpětné vazby při obnově pohybových vzorců u pacientů s centrální parézou*. Dizertační práce, vedoucí Angerová, Yvona. Praha: Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN, 2021, dostupné z: dspace.cuni.cz.
40. Gueye, T., Dedkova, M., Rogalewicz, V., Grunerova-Lippertova, M., & Angerova, Y. (2021). Early post-stroke rehabilitation for upper limb motor function using virtual reality and exoskeleton: equally efficient in older patients. *Neurologia i neurochirurgia polska*, *55*(1), 91-96.
41. H. Y., Kim, Y. L., & Lee, S. M. (2015). Effects of virtual reality-based training and task-oriented training on balance performance in stroke patients. *Journal of physical therapy science*, *27*(6), 1883-1888.
42. Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., Bzdúšková, D., & Hlavačka, F. (2011). Age-related effect of visual biofeedback on human balance control. *Act Nerv Super Rediviva*, *53*(1), 67-71.

43. Hartl P., Hartlová H. (2000) Psychologický slovník. Praha: Portál, ISBN 80-7178-303-X. S. 445
44. Hatzitaki, V., Amiridis, I. G., Nikodelis, T., & Spiliopoulou, S. (2009). Direction-induced effects of visually guided weight-shifting training on standing balance in the elderly. *Gerontology*, *55*(2), 145-152.
45. Homebalance. Dostupné z: https://www.albertov.cz/projekty/homebalance/
46. Homebalance. Dostupné z: www.homebalance.cz
47. Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & posture*, *6*(1), 76-84.
48. Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, *35*(suppl_2), ii7-ii11.
49. Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental brain research*, *82*(1), 167-177.
50. Hsieh, C. L., Sheu, C. F., Hsueh, I. P., & Wang, C. H. (2002). Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients. *Stroke*, *33*(11), 2626-2630.
51. Hung, J. W., Chou, C. X., Hsieh, Y. W., Wu, W. C., Yu, M. Y., Chen, P. C., ... & Ding, S. E. (2014). Randomized comparison trial of balance training by using exergaming and conventional weight-shift therapy in patients with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *95*(9), 1629-1637.
52. Chang, W. D., Chang, W. Y., Lee, C. L., & Feng, C. Y. (2013). Validity and reliability of wii fit balance board for the assessment of balance of healthy young adults and the elderly. *Journal of physical therapy science*, *25*(10), 1251-1253.
53. Chen, L., Lo, W. L. A., Mao, Y. R., Ding, M. H., Lin, Q., Li, H., ... & Huang, D. F. (2016). Effect of virtual reality on postural and balance control in patients with stroke: a systematic literature review. *BioMed Research International*, *2016*(1), 7309272.
54. Chiviacowsky, S., Wulf, G., & Wally, R. (2010). An external focus of attention enhances balance learning in older adults. *Gait & posture*, *32*(4), 572-575.
55. Choi, S. D., Guo, L., Kang, D., & Xiong, S. (2017). Exergame technology and interactive interventions for elderly fall prevention: A systematic literature review. *Applied ergonomics*, *65*, 570-581.
56. Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human postural control. *Frontiers in neuroscience*, *12*, 171.
57. Janatová M., Tichá M., Gerlichová M., Řeháková T., Švestková O., (2015) Terapie poruch rovnováhy u pacientky po cévní mozkové příhodě s využitím vizuální zpětné vazby a stabilometrické plošiny v domácím prostředí. *Rehabilitácia, 53(3),* 140-146.
58. Janatová, M., Tichá, M., Melecký, R., Hána, K., Švestková, O., & Jeřábek, J. (2016). Pilotní studie využití tenzometrické plošiny v domácí terapii poruch rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, *79*(5), 591-594.

59. Jančová J., & Kohlíková, E. (2007). Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, *14*(4), 155-162.
60. Kaas JH, Neural Plasticity, International Encyklopedia of the Social and Behavioral Sciences, (2015), Second Edition, Elsevier, 619-622.
61. Kagaya, K., & Patek, S. N. (2016). Feed-forward motor control of ultrafast, ballistic movements. *Journal of Experimental Biology*, *219*(3), 319-333.
62. Kajzar, J., Janatová, M., Hill M, Otáhal J, Nechlebová E, Tichý M., Krejčí M. (2022). Performance of homebalance test in an assessment of standing balance in elderly adults. *Physiological Research*, *71*(2), 305-315.
63. Kamińska, M. S., Miller, A., Rotter, I., Szylińska, A., & Grochans, E. (2018). The effectiveness of virtual reality training in reducing the risk of falls among elderly people. *Clinical interventions in aging*, 13, 2329-2338.
64. Keele, S. W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological bulletin*, *70*(6p1), 387.
65. Kerr, A. L., Cheng, S. Y., & Jones, T. A. (2011). Experience-dependent neural plasticity in the adult damaged brain. *Journal of communication disorders*, *44*(5), 538-548.
66. Kerr, A., & Rowe, P. (Eds.). (2019). *An Introduction to Human Movement and Biomechanics.* Elsevier Health Sciences. ISBN 978-0-7020-6236-0.
67. King, B. R., Fogel, S. M., Albouy, G., & Doyon, J. (2013). Neural correlates of the age-related changes in motor sequence learning and motor adaptation in older adults. *Frontiers in human neuroscience*, *7*, 142.
68. Kingston, A., Collerton, J., Davies, K., Bond, J., Robinson, L., & Jagger, C. (2012). Losing the ability in activities of daily living in the oldest old: a hierarchic disability scale from the Newcastle 85+ study. *PloS one*, *7*(2), e31665.
69. Kitago, T., & Krakauer, J. W. (2013). Motor learning principles for neurorehabilitation. *Handbook of clinical neurology*, *110*, 93-103.
70. Kittnar O., et al. (2020), Lékařská fyziologie 2. přepracované a doplněné vydání, Praha Grada, ISBN 978-80-247-1963-4.
71. Kolář P., et al. (2020), Rehabilitace v klinické praxi. Praha Galén, ISBN 978-80-7492-500-9
72. Kolb, B., & Gibb, R. (2014). Searching for the principles of brain plasticity and behavior. *Cortex*, *58*, 251-260.
73. Krakauer, J. W., Mazzoni, P., Ghazizadeh, A., Ravindran, R., & Shadmehr, R. (2006). Generalization of motor learning depends on the history of prior action. *PLoS biology*, *4*(10), e316.
74. Králíček, P. (2023). Úvod do speciální neurofyziologie. Čtvrté vydání. Praha: Galén; ISBN 978-80-7492-641-9
75. Kwakkel, G., van Peppen, R., Wagenaar, R. C., Wood Dauphinee, S., Richards, C., Ashburn, A., ... & Langhorne, P. (2004). Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a meta-analysis. *Stroke*, *35*(11), 2529-2539.

76. Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 411-421.
77. Lacour, M., Tardivet, L., & Thiry, A. (2022). Posture deficits and recovery after unilateral vestibular loss: early rehabilitation and degree of hypofunction matter. *Frontiers in human neuroscience*, *15*, 776970.
78. Laver, K. E., Lange, B., George, S., Deutsch, J. E., Saposnik, G., & Crotty, M. (2018). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Stroke*, *49*(4), e160-e161.
79. Laver, K. E., Lange, B., George, S., Deutsch, J. E., Saposnik, G., Chapman, M., & Crotty, M. (2025). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews*, (6).
80. Laver, K., George, S., Ratcliffe, J., Quinn, S., Whitehead, C., Davies, O., & Crotty, M. (2012). Use of an interactive video gaming program compared with conventional physiotherapy for hospitalised older adults: a feasibility trial. *Disability and rehabilitation*, *34*(21), 1802-1808.
81. Laver, K., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., & Crotty, M. (2015). Virtual reality for stroke rehabilitation: an abridged version of a Cochrane review. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, *51*(4), 497-506.
82. Lee, S. W., Shin, D. C., & Song, C. H. (2013). The effects of visual feedback training on sitting balance ability and visual perception of patients with chronic stroke. *Journal of physical therapy science*, *25*(5), 635-639.
83. Lim, J. Y., & Frontera, W. R. (2023). Skeletal muscle aging and sarcopenia: Perspectives from mechanical studies of single permeabilized muscle fibers. *Journal of biomechanics*, *152*, 111559.
84. Liu, H., Yang, Y., Xia, Y., Zhu, W., Leak, R. K., Wei, Z., ... & Hu, X. (2017). Aging of cerebral white matter. *Ageing research reviews*, *34*, 64-76.
85. Lloréns, R., Gil-Gómez, J. A., Alcañiz, M., Colomer, C., & Noé, E. (2015). Improvement in balance using a virtual reality-based stepping exercise: a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke. *Clinical rehabilitation*, *29*(3), 261-268.
86. Lorkowski, J., Raulinajtys-Grzybek, M., & Pokorski, M. (2025). Virtual Reality-Based Rehabilitation Therapy. *Physiological Research*, *74*(4), 563-569.
87. Lövdén, M., Wenger, E., Mårtensson, J., Lindenberger, U., & Bäckman, L. (2013). Structural brain plasticity in adult learning and development. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *37*(9), 2296-2310.
88. Lüddecke, R., & Felnhofer, A. (2022). Virtual reality biofeedback in health: a scoping review. *Applied psychophysiology and biofeedback*, *47*(1), 1-15.
89. Macpherson, J. M., & Horak, F. B. (2013). Posture. *Principles of neural science*, *5*, 935-958.
90. Magill, R., & Anderson, D. I. (2021). *Motor learning and control*: Concepts and applications. Twelfth Edition, New York: McGraw-Hill Publishing. ISBN 978-1-260-24070-2

91. Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, *46*(2), 239.
92. Marchese, S. M., Farinelli, V., Bolzoni, F., Esposti, R., & Cavallari, P. (2020). Overview of the cerebellar function in anticipatory postural adjustments and of the compensatory mechanisms developing in neural dysfunctions. *Applied Sciences*, *10*(15), 5088.
93. Melillo, F., Di Sapio, A., Martire, S., Malentacchi, M., Matta, M., & Bertolotto, A. (2017). Computerized posturography is more sensitive than clinical Romberg Test in detecting postural control impairment in minimally impaired Multiple Sclerosis patients. *Multiple sclerosis and related disorders*, *14*, 51-55.
94. Michalčinová, K., Jeníček, J., Rogalewicz, V., Jakovcová, K., Kejhová, E., Kuželková, A., Slámová, A. (2022). Česká verze nástroje Mini-BESTest a doporučení pro jeho klinické použití. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, *85/118*(1), 49-58.
95. Michely, J., Volz, L. J., Hoffstaedter, F., Tittgemeyer, M., Eickhoff, S. B., Fink, G. R., & Grefkes, C. (2018). Network connectivity of motor control in the ageing brain. *NeuroImage: Clinical*, *18*, 443-455.
96. Mohammadi, R., Semnani, A. V., Mirmohammadkhani, M., & Grampurohit, N. (2019). Effects of virtual reality compared to conventional therapy on balance poststroke: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, *28*(7), 1787-1798.
97. Morone, G., Tramontano, M., Iosa, M., Shofany, J., Iemma, A., Musicco, M., ... & Caltagirone, C. (2014). The efficacy of balance training with video game-based therapy in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *BioMed research international*, *2014*(1), 580861.
98. Morris, R. G., Halliwell, R. F., & Bowery, N. (1989). Synaptic plasticity and learning II: do different kinds of plasticity underlie different kinds of learning? *Neuropsychologia*, *27*(1), 41-59.
99. Nagy, E., Posa, G., Finta, R., Szilagyi, L., & Sziver, E. (2018). Perceptual aspects of postural control: does pure proprioceptive training exist?. *Perceptual and motor skills*, *125*(3), 581-595.
100. Norre, M. E. (1994). Vestibular patients examined by posturography: sensory interaction testing. *The Journal of Otolaryngology*, *23*(6), 399-405.
101. Ozaki, K., Kondo, I., Hirano, S., Kagaya, H., Saitoh, E., Osawa, A., & Fujinori, Y. (2017). Training with a balance exercise assist robot is more effective than conventional training for frail older adults. *Geriatrics & gerontology international*, *17*(11), 1982-1990.
102. Pace-Schott, E. F., & Spencer, R. M. (2013). Age-related changes in consolidation of perceptual and muscle-based learning of motor skills. *Frontiers in aging neuroscience*, *5*, 83.
103. Pérennou, D. (2005). Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *76*(5), 621-621.

104. Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118.
105. Potter, K., & Brandfass, K. (2015). The mini-balance evaluation systems test (Mini-BESTest). *Journal of physiotherapy*, *61*(4), 225.
106. Rajeshkumar, L., & Trewartha, K. M. (2019). Advanced spatial knowledge of target location eliminates age-related differences in early sensorimotor learning. *Experimental Brain Research*, *237*(7), 1781-1791.
107. Rossi-Izquierdo, M., Soto-Varela, A., Ernst, A., Rubio-Rodríguez, J. P., Santos-Pérez, S., Sesar, Á., ... & Basta, D. (2016). What could posturography tell us about balance problems in Parkinson's disease?. *Otology & Neurotology*, *37*(9), e326-e331.
108. Ruget, H., Blouin, J., Teasdale, N., & Mouchnino, L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception?. *Neuroscience*, *155*(3), 640-648.
109. Scott, S. H., Cluff, T., Lowrey, C. R., & Takei, T. (2015). Feedback control during voluntary motor actions. *Current opinion in neurobiology*, *33*, 85-94.
110. Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., ... & Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *34*(5), 721-733.
111. Sensory Organisation Test. Dostupné z: www.interacoustics.com/academy/balance-testing-training/vestibular-rehabilitation/sensory-organization-test
112. Shumway-Cook A, Woollacott MH. eds. (2012) Motor control: translating research into clinical practice, 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
113. Schenck, C., & Kesar, T. M. (2017). Effects of unilateral real-time biofeedback on propulsive forces during gait. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *14*(1), 52.
114. Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Human kinetics.
115. Schwartz, M. S. (2010). A new improved universally accepted official definition of biofeedback: Where Did It Come From? Why? Who Did It? Who Is It for? What's Next? *Biofeedback, 38(3),* 88–90.
116. Sládková, P., Oborná, P., Bodlák, I., Svěcená, K., & Švestková, O. (2013). Aplikace akcelerometru v rehabilitaci pacientú po poškození mozku. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, *20*(3) 142-145.
117. Slobounov, S., & Newell, K. M. (1994). Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. *Gait & Posture*, *2*(2), 85-93.
118. Srivastava, A., Taly, A. B., Gupta, A., Kumar, S., & Murali, T. (2009). Post-stroke balance training: role of force platform with visual feedback technique. *Journal of the neurological sciences*, *287*(1-2), 89-93.

119. Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S. R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 467-478.
120. Syed-Abdul, S., Malwade, S., Nursetyo, A. A., Sood, M., Bhatia, M., Barsasella, D., ... & Li, Y. C. J. (2019). Virtual reality among the elderly: a usefulness and acceptance study from Taiwan. *BMC geriatrics*, *19*(1), 223.
121. Synapsys posturography system. Dostupné z: www.ears.dk/synapsys-sps/
122. Šajtárová, L., Janatová, M., Veselý, T., Lopotová, M., Smrčka, P., & Hána, K. (2020). Randomizovaná kontrolovaná studie efektu terapie poruch rovnováhy s využitím audiovizuální zpětné vazby u seniorů. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, *83*(1).
123. Švestková O., Angerová Y., Druga R., Pfeiffer J., & Votava J. (2017) Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy. Praha, Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0084-2.
124. Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. P., & Bonan, I. V. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *45*(4-5), 327-333.
125. Thilarajah, S., Mentiplay, B. F., Bower, K. J., Tan, D., Pua, Y. H., Williams, G., ... & Clark, R. A. (2018). Factors associated with post-stroke physical activity: a systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *99*(9), 1876-1889.
126. Todhunter-Brown, A., Sellers, C. E., Baer, G. D., Choo, P. L., Cowie, J., Cheyne, J. D., ... & Campbell, P. (2025). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2).
127. Tolu, S., Capolei, M. C., Vannucci, L., Laschi, C., Falotico, E., & Hernandez, M. V. (2020). A cerebellum-inspired learning approach for adaptive and anticipatory control. *International journal of neural systems*, *30*(01), 1950028.
128. Trewartha, K. M., Garcia, A., Wolpert, D. M., & Flanagan, J. R. (2014). Fast but fleeting: adaptive motor learning processes associated with aging and cognitive decline. *Journal of neuroscience*, *34*(40), 13411-13421.
129. Trojan, S., & Pokorny, J. (1999). Threoretical aspects of neuroplasticity. *Physiological research*, *48*, 87-98.
130. Tsaklis, P. V., Grooten, W. J., & Franzén, E. (2012). Effects of weight-shift training on balance control and weight distribution in chronic stroke: a pilot study. *Topics in stroke rehabilitation*, *19*(1), 23-31.
131. Tsang, C. S., Liao, L. R., Chung, R. C., & Pang, M. Y. (2013). Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Physical therapy*, 93(8): 1102–1115.
132. Uhrová T., Roth J. a kol. (2020) Neuropsychiatrie, Klinický průvodce pro ambulantní i nemocniční praxi. Praha, Maxdorf Jessenius ISBN 978-80-7345-619-1.
133. Van Swearingen, J. M., & Studenski, S. A. (2014). Aging, motor skill, and the energy cost of walking: implications for the prevention and treatment of

mobility decline in older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *69*(11), 1429-1436.
134. Vanicek, N., King, S. A., Gohil, R., Chetter, I. C., & Coughlin, P. A. (2013). Computerized dynamic posturography for postural control assessment in patients with intermittent claudication. *Journal of visualized experiments: JoVE*, (82), 51077.
135. Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *9*(4), 115-121.
136. Véle F. (2006) Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii porucha pohybové soustavy. Praha, Triton, ISBN 978-80-2754-837-8.
137. Voelcker-Rehage, C. (2008). Motor-skill learning in older adults—a review of studies on age-related differences. *European Review of Aging and Physical Activity*, *5*(1), 5-16.
138. Wang, H., Camicia, M., Terdiman, J., Mannava, M. K., Sidney, S., & Sandel, M. E. (2013). Daily treatment time and functional gains of stroke patients during inpatient rehabilitation. *PM&R*, *5*(2), 122-128.
139. Wang, J., Li, Y., Yang, G. Y., & Jin, K. (2024). Age-related dysfunction in balance: a comprehensive review of causes, consequences, and interventions. *Aging and disease*, *16*(2), 714.
140. Wang, T. S., Martinez, M., Festa, E. K., Heindel, W. C., & Song, J. H. (2022). Age-related enhancement in visuomotor learning by a dual-task. *Scientific Reports*, *12*(1), 5679.
141. Weeks, D. L., & Kordus, R. N. (1998). Relative frequency of knowledge of performance and motor skill learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *69*(3), 224-230.
142. Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Flanagan, J. R. (2001). Perspectives and problems in motor learning. *Trends in cognitive sciences*, *5*(11), 487-494.
143. Wrisley, D. M., Stephens, M. J., Mosley, S., Wojnowski, A., Duffy, J., & Burkard, R. (2007). Learning effects of repetitive administrations of the sensory organization test in healthy young adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *88*(8), 1049-1054.
144. Wulf, G. (2007). *Attention and motor skill learning*. Human Kinetics. Champaign, IL.
145. Wulf, G., Landers, M., Lewthwaite, R., & Toöllner, T. (2009). External focus instructions reduce postural instability in individuals with Parkinson disease. *Physical therapy*, *89*(2), 162-168.
146. Wulf, G., McNevin, N., & Shea, C. H. (2001). The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, *54*(4), 1143-1154.
147. Wulf, G., Weigelt, M., Poulter, D., & McNevin, N. (2003). Attentional focus on suprapostural tasks affects balance learning. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, *56*(7), 1191-1211.

148. Yeh, J. R., Hsu, L. C., Lin, C., Chang, F. L., & Lo, M. T. (2014). Nonlinear analysis of sensory organization test for subjects with unilateral vestibular dysfunction. *PLoS One*, *9*(3), 1-9.
149. Zadravec, M., Olenšek, A., Rudolf, M., Bizovičar, N., Goljar, N., & Matjačić, Z. (2020). Assessment of dynamic balancing responses following perturbations during slow walking in relation to clinical outcome measures for high-functioning post-stroke subjects. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *17*(1), 85.
150. Zdravotnická ročenka ČR 2018, ÚZIS ČR 2019. Dostupné z: www.uzis.cz//res/f/008280/zdrroccz2018.pdf.
151. Zdravotnická ročenka ČR 2021, ÚZIS ČR 2022. Dostupné z: www.uzis.cz/res/f/008435/zdrroccz2021.pdf.
152. Zijlstra, A., Mancini, M., Chiari, L., & Zijlstra, W. (2010). Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *7*(1), 58.

10. Zkratky

ADL – aktivity denního života („*activities od daily living*“)

AP – předozadní („*antero-posterior*“)

BF – biofeedback

biVABA – Brain Injury Visual Assessmet Battery for Adults

CI – konfidenční interval („*confidence interval*“)

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

CNS – centrální nervový systém

COG – průmět těžiště do roviny baze opory („*center of gravity*”)

COM – těžiště („*center of mass*”)

COP – působiště vektoru reakční síly podložky („*center of pressure*”)

ČVUT – České vysoké učení technické

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

dx. – pravý („*dexter*“)

EC – zavřené oči („*eyes closed*“)

EO – otevřené oči („*eyes open*“)

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

IS – intervenční skupina

KRL – Klinika rehabilitačního lékařství

KS – kontrolní skupina

LF UK – lékařská fakulta Univerzity Karlovy

m. – musculus

ML – mediolaterální („*medio-lateral*”)

mm – milimetr

PN – pracovní neschopnost

RQ – Rombergův kvocient

RS – roztroušená skleróza

SD – standardní odchylka („*standard deviation*“)

sin. – levý („*sinister*“)

SKG – statokineziogram

so – somatosenzorický

SOT – test integrace senzorických informací („Sensory Organization Test“)

SPS – Synapsys Posturography System

ÚZIS – Ústav zdravotnických informací a statistiky

ve – vestibulární

VF – vizuální zpětná vazba (*visual feedback*)

VFN – Všeobecná fakultní nemocnice

vi – vizuální

VR – virtuální realita

11. PŘÍLOHY SEZNAM

Příloha 1: popisná statistika intervenční skupiny

Příloha 2: popisná statistika kontrolní skupiny

Přílohy

Příloha 1 Popisná statistická data pro intervenční skupinu

Tabulka P1.1 *Popisná statistika pro intervenční skupinu (IS) vstupní data*

.	so AP vstup	vi AP vstup	ve AP vstup	so ML vstup	vi ML vstup	ve ML vstup	RQ vstup
PRŮMĚR	80,2	79,08	45,63	91,75	79,46	56,13	180,63
MEDIÁN	87	81,5	47,5	99	84,5	55,5	138
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	19,2	19,64	21,82	12,53	18,21	20,93	110,24
MINIMUM	32	18	15	57	34	22	67
MAXIMUM	100	100	91	101	100	95	446
ROZPTYL VÝBĚRU	368,95	385,56	475,98	157,07	331,48	438,03	12152,07
KVARTIL 1	69,75	74,5	28	82,5	73,75	36	97
KVARTIL 3	95,75	93	67	100	91,5	73	250,5

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru; RQ: Rombergův kvocient

Tabulka P1.2 *Popisná statistika pro intervenční skupinu (IS) výstupní data*

.	so AP výstup	vi AP výstup	ve AP výstu	so ML výstup	vi ML výstup	ve ML výstup	RQ výstup
PRŮMĚR	89,96	78,04	58,08	96,63	86,34	69,63	151,79
MEDIÁN	93,5	82	56,5	98,5	90	74,5	134
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	13,26	20,54	22,15	11,75	13,93	20,91	60,58
MINIMUM	47	15	17	70	50	20	80
MAXIMUM	110	101	97	130	100	100	278
ROZPTYL VÝBĚRU	175,95	421,78	490,51	138,07	193,88	437,38	3670,43
KVARTIL 1	83,25	76,75	44,5	93,75	84,75	57,5	98
KVARTIL 3	98,5	89	79,25	100	95,25	87	196,5

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru; RQ: Rombergův kvocient

Příloha 2 Popisná statistická data pro kontrolní skupinu

Tabulka P2.1 *Popisná statistika pro kontrolní skupinu (KS) vstupní data*

.	so AP vstup	vi AP vstup	ve AP vstup	so ML vstup	vi ML vstup	ve ML vstup	RQ vstup
PRŮMĚR	92,6	80,878	55,85	94,54	84,54	64,24	183,33
MEDIÁN	93	82	58	95	87	68	147
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	7,3	11,7	18,83	5,574	8,66	16,11	76,4
MINIMUM	77	54	14	80	63	17	78
MAXIMUM	107	98	84	105	100	88	331
ROZPTYL VÝBĚRU	53,43	136,86	354,76	31,07	74,94	259,56	5836,42
KVARTIL 1	88	75	51	91	81	59	121
KVARTIL 3	97	90	68	98	90	75	235

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru; RQ: Rombergův kvocient

Tabulka P2.2 *Popisná statistika pro kontrolní skupinu (KS) výstupní data*

.	so AP výstup	vi AP výstup	ve AP výstup	so ML výstup	vi ML výstup	ve ML výstup	RQ výstup
PRŮMĚR	92,9	86,67	58,36	96,94	88,21	69,67	154,58
MEDIÁN	94	89	60	98	90	74	141
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	5,32	8,64	15,63	3,51	6,6	15,89	57,72
MINIMUM	76	67	20	90	71	18	75
MAXIMUM	103	98	80	103	97	87	350
ROZPTYL VÝBĚRU	28,33	74,6	244,43	12,31	43,61	252,42	3331,44
KVARTIL 1	90	86	48	95	85	69	124
KVARTIL 3	96	93	74	100	93	80	187

Zkratky: so AP: somatosenzorické skore v anteroposteriorním směru; so ML: somatosenzorické skore v mediolaterálním směru; ve AP: vestibulární skore v anteroposteriorním směru; ve ML: vestibulární skore v mediolaterálním směru; vi AP: vizuální skore v anteroposteriorním směru; vi ML: vizuální skore v mediolaterálním směru; RQ: Rombergův kvocient