

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Olga Jüstelová

Současné možnosti predikce rizika pádu u pacientů po CMP

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2019

Prohlá-uji, že jsem bakalá skou práci vypracovala samostatn a pouffila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 6. kv tna 2019

podpis

Podkování

Chtěl bych podkovat Mgr. Jiřímu Stachovi za ochotu, trpělivost, rady a vždy včasnou kritiku při psaní této bakalářské práce.

ANOTACE

Typ záv re né práce: Bakalá ská práce

Název práce: Sou asné možnosti predikce rizika pádu u pacient ů po CMP

Název práce v AJ: The risk of fall prediction in patients after stroke

Datum zadání: 2019-31-01

Datum odevzdání: 2019-06-05

Vysoká ůkola, fakulta, ůstav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických v d

Ůstav fyzioterapie

Autor práce: Olga Jüstelová

Vedoucí práce: Mgr. Ji í Stacho

Oponent práce: Mgr. Petra Grufíková

Abstrakt v J: Pády jsou jedny z nej ast jích komplikací u pacient ů po cévní mozkové p íhod . D sledky pád ů vedou k váůným zran ěním, sníůení funk ního potenciálu, sníůení aktivit kaůdodenního ůivota, strachu z pádu a depresím. V asná predikce rizika pádu pomáhá zabránit dal ímu zhor ění stavu pacienta. Rovnováůné schopnosti lze hodnotit klinickými testy a p ístrojovou technikou. Práce hodnotí možnost predikce rizika pádu pomocí testu Timed Up and Go a Sensory Organization Test. Výsledky ukázaly, ůe Timed Up and Go test m ůe být pouůit k hodnocení rizika pádu, ale pouze v kombinaci s dal ími klinickými testy. Sensory Organization Test na základ ě hodnot Equilibrium Score m ůe být pouůit pro predikci rizika pádu, ale pouze p í náro n jích podmínkách (podmínka 3-6).

Abstrakt v AJ: Falls are the most common complications in patients after stroke. Consequences of falling lead to serious injury, decrease of functional potential, reduce activities of daily living, fear of fall and depression. The early prediction risk of fall helps to prevent further worsening of the patient's condition. Clinical tests and laboratory tools for assessment balance can be use to predict the risk of fall. The thesis evaluate the risk of fall prediction by Timed Up and Go test and Sensory Organization Test. Results show that Timed Up and Go test can be use for assessment risk of fall, but only in combination with other

clinical tests. Sensory Organization test based on Equilibrium Score can be use for the risk of fall prediction, but only under more severe conditions (conditions 3-6).

Klí ová slova v J: cévní mozková p íhoda, riziko pádu, predikce rizika pádu, posturální funkce, rovnováha

Klí ová slova v AJ: stroke, risk of fall, prediction risk of fall, postural functions, balance

Rozsah: 53 stran/ 4 p ílohy

Obsah

Úvod.....	8
1 Přehled poznatk	9
1.1 Cévní mozková příhoda.....	9
1.1.1 Ischemická CMP.....	9
1.1.2 Hemoragická CMP	9
1.2 Fyziologie posturálních funkcí.....	10
1.2.1 Vymezení pojm	10
1.2.2 Posturální kontrola.....	11
1.2.3 Senzorické strategie	12
1.2.4 Senzorický reweighting.....	12
1.2.5 Biomechanické omezení	13
1.2.7 Vnímání vertikály	14
1.2.8 Kognitivní zpracování.....	15
1.3 Patofyziologie posturálních funkcí u pacientů po CMP.....	15
1.3.1 Příčiny posturální nestability u pacientů	15
1.3.2 Vliv lokalizace léze.....	17
1.3.3 Pády u pacientů	17
1.3.4 četnost pádů	18
1.3.5 Zdravotní následky pádů	19
1.3.6 Okolnosti vedoucí k pádu.....	20
1.3.7 Rizikové faktory	21
1.4 Možnosti klinického testování posturálních funkcí.....	21
1.4.1 Stoj na jedné noze (Single leg stance).....	21
1.4.2 Timed Up and Go (TUG).....	22
1.4.3 Berg Balance Scale (BBS)	23
1.4.4 Four Square Step Test (FSST).....	23

1.4.5 Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)	24
1.4.6 Activity specific balance confidence scale (ABC scale).....	24
1.5 Možnosti p ístrojového testování posturálních funkcí	25
1.5.1 Statická posturografie	26
1.5.2 Dynamická posturografie	26
1.5.3 Dynamická počíta ová posturografie (CDP).....	26
1.5.4 Nositelné inerciální senzory (Wearable Inertial Sensory - WIS).....	29
1.5.5 Hodnocení posturálních funkcí pomocí komer n dostupných technologií.....	30
2 DISKUZE	32
2.1 Testování pomocí TUG	32
2.2 Testování pomocí SOT.....	35
Záv r	38
Referen ní seznam	39
Seznam zkratek.....	47
Seznam obrázk	48
Seznam p íloh.....	49
P ílohy	50

Úvod

Cévní mozková příhoda je jedna z nejčastějších akutních neurologických onemocnění. Počet lidí s tímto onemocněním stoupá po celém světě. Se vzrůstající prevalencí se cévní mozková příhoda ve vyspělých zemích začíná mezi nejčastější příčinu úmrtí spolu s kardiovaskulárními a onkologickými nemocemi (Herzing et Vlachová, 2007, s. 25).

Prodělaná cévní mozková příhoda s sebou nese spoustu přidružených komplikací, mimo jiné i riziko pádu. Problematika pádu je stále aktuální a neovlivuje jen zdravotní stav pacienta, nýbrž narušuje jeho každodenní aktivity a zapojení do společenského života. To ovlivňuje psychologický stav nejen pacienta i rodinných příslušníků. Samotný pád může způsobit nejen zranění na těle. Pacienti po cévní mozkové příhodě, kteří mají zkušenost se ztrátou stability a následným pádem ve většině případů dostanou strach z opětovného upadnutí. Další vertikalizaci, zejména pak samotné chůzi se vyhýbají (Nyström et Hallström, 2013, s. 473-479; Walsh et al., 2016, s. 513-519; Wong et al., 2016, s. 1614). Při rehabilitaci strach u pacientů hraje významnou roli, jelikož snižuje jejich potenciál a následné funkční zotavení. Správně vybraná a vyvíjená kompenzační pomůcka může strach z pádu snížit, a naopak zvýšit sebejistotu pacientů při vykonávání běžných denních činností. Při rehabilitaci pacientů po cévní mozkové příhodě je potřeba zaměřit se na obnovu posturálních funkcí. (Schmid et al., 2013, s. 1277).

Teoretická část bakalářské práce obsahuje stručné shrnutí poznatků o posturální kontrole, jak z fyziologického hlediska, tak i patologie u pacientů po cévní mozkové příhodě. Hlavní část představuje možnosti testování posturálních funkcí klinickými testy a počítačovou technikou. Diskuze je zaměřena na možnost predikce rizika pádu pomocí testu Timed Up and Go testu a Sensory Organization Test.

Pro vytvoření práce byly použity informace převážně ze zahraničních zdrojů, vyhledávané v databázích elektronických informací zdrojů UP, Google Scholar a PubMed. Dále byla použita odborná knižní literatura, převážně v anglickém jazyce. K vyhledávání zdrojů byla použita klíčová slova: cévní mozková příhoda, riziko pádu, predikce rizika pádu, posturální funkce, rovnováha. Pro účely této bakalářské práce bylo použito 59 zdrojů publikovaných v období 2000 až 2018. Vyhledání informací proběhlo v období 1. 4. 2018 až 19. 4. 2019.

1 Přehled poznatků

1.1 Cévní mozková příhoda

World Health Organization (WHO) definovala cévní mozkovou příhodu (CMP), jako rychle se rozvíjející příznaky ložiskových nebo celkových poruch mozku, které trvají více než 24 hodin nebo vedou ke smrti, a zároveň zde nejsou žádné jiné zjevné příčiny než cévní (Kasner et al., 2013, s. 2064-2089).

CMP je nejčastěji akutní neurologické onemocnění. Příčin vzniku je několik, nejfrekventovaněji je diagnostikována z důvodu ischemie mozkové tkáně (embolem, trombem, hypoperfuzí), dále hemoragie do mozkové tkáně (hypertenze, malformace) a méně často je z důvodu subarachnoidálního krvácení. Objevuje se také postižení filálního systému, pro pacienta s tímto typem je však oproti výše zmíněným velmi nízký (Herzing et Vlachová, 2007, s. 25-27).

Úmrtnost do jednoho roku po prodělané CMP se uvádí u 1/3 pacientů, téměř polovina přeživších je odkázána dlouhodobě do zdravotní péče i v domácím prostředí nebo ve specializovaných institucích. CMP s sebou přináší problémy nejen zdravotní, ale i sociální, které postihují, jak samotného pacienta, tak jeho rodinu (Herzing et Vlachová, 2007, s. 25-27).

1.1.1 Ischemická CMP

Ischemická CMP tvoří kolem 80 % všech případů. Ischemie může vzniknout jako důsledek lokálního uzavření nebo z celkových příčin. Při ložiskovém uzavření dojde k tzv. teritoriálnímu infarktu. Nejčastěji příčinou je rozvoj aterosklerózy (ukládání lipoproteinů), vznik trombu a embolizace. Důsledkem celkových příčin mozkové ischemie je hypoxie mozkové tkáně, ke které může dojít při srdeční zástavě, těžké komorové arytmii a při dlouhodobě trvající arteriální hypotenzi (Herzing et Vlachová, 2007, s. 27629; Kalina et al., 2008, s. 16-17).

1.1.2 Hemoragická CMP

Hemoragická CMP tvoří kolem 15 % všech případů, nicméně se podílí na 40 % všech úmrtí. Nejčastěji příčiny zahrnují arteriální hypertenzi, aneurysma, arteriovenózní malformace, onemocnění krve a zranění hlavy (Yang et al., 2017, s. 1; Kalina et al., 2008, s. 160-161). Nejčastěji je krvácení lokalizováno v putamen (40-55 %), lobárně (14- 47 %) a thalamu (10-30 %). Infratentoriální hemoragie je významná mozková (5-10%)

a kmenovým (5-8 %) krvácením. Rozli-ujeme 2 typy, tí-tivé krvácení a ohrani ené hematomy (Herzing et Vlachová, 2007, s. 43-46; Kalina et al., 2008, s. 160 - 165).

Subarachnoidální CMP tvo í kolem 5 % v-ech p ípad , více nejl polovina pacient je mlad-í nejl 45 let. Jde o krvácení do subarachnoidálního prostoru. Je zp sobeno rupturou aneurysmatu s p idruženým zvý-eným intrakraniálním tlakem, m fle vzniká p í zvý-ené t lesné námaze, ale ast ji k ní dochází p í b flných denních innostech, dokonce 50 % p ípad se projevuje b hem spánku. Jedná se o velmi závaflný zdravotní stav (Herzing et Vlachová, 2007, s. 50-53; Kalina et al., 2008, s. 194-195).

1.2 Fyziologie posturálních funkcí

1.2.1 Vymezení pojm

T fl-t t la (center of mass ó COM) je definováno jako bod, který je st edem celkové t lesné hmotnosti. Je ur eno zji-t ním COM kaflého segmentu t la. **Center of gravity (COG)** je vertikální projekce t fl-t do op rné báze (Shumway-Cook et Woollacott, 2007, s. 158). **Centre of pressure (COP)** je silový vektor, který vzniká sou tem v-ech p sobících sil na podloflku. COG a COP jsou totoflné pouze u dokonale tuhého t lesa, ve skute nosti oscilace COP je uvnit op rné báze mnohem v t-í nejl COG (Va eka et Va eková, 2009, s. 119-120).

Op rná plocha je definována jako ást podloflky v p ímém kontaktu s t lem (Kolá , 2009, s. 38639).

Op rná báze (base of support) je prostor mezi op rnými plochami a v-ím mezi nimi. Existuje zde vztah, ím je v t-í op rná báze, tím vy-í stabilita (Kolá , 2009, s. 38639).

Postura zaji-uje udrflení pohyblivých segment t la v í p sobení zevních sil. Uplat uje se zde hlavn svalová aktivita, ízena CNS. Postura je sou ástí kaflého pohybu p í rozfázování na dostate n krátké úseky. Mnoho autor se op írá o v tu šposture follows movement like a shadow, av-ak p eklad ani pochopení výroku není vfdy identické. Z pouflití doslovného p ekladu, fle postura doprovází pohyb jako stín, by mohlo vyznít, fle postura je afl druhotná a z pohybu odvozená. Jak ufl bylo zmín no, postura není jen na za átku a na konci pohybu, nýbrfl v celém jeho trvání, lep-í interpretací by tedy bylo, fle postura pohyb provází (Kolá , 2009, s. 38639; Va eka et Va eková, 2009, s. 119).

Posturální stabilita charakterizuje polohu t la, která je v rámci prostoru nezm n ná. Udrflení stálé pozice není statický proces, nýbrfl je nutná neustálá reakce t la, aby zaujímalo stálou

polohu a nedošlo k neřízenému pádu. Tato stabilita je ovlivována neurofyziologickými a biomechanickými procesy (Kolář, 2009, s. 38639; Vašek et Vašková, 2009, s. 119-120).

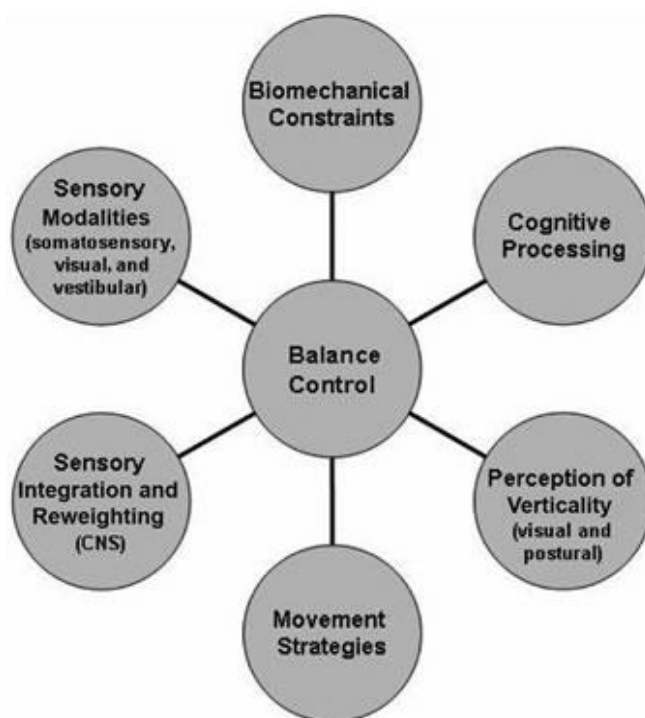
Posturální stabilizace jde o aktivní držení segmentů těla v i p sobení vnějších sil. Tatoinnost je možná díky svalové komponentě. Aby pozice byla stabilizovaná, musí se projevit koaktivní aktivita (koordinovaná souhra mezi agonisty a antagonisty). Posturální stabilizace není vyuffita jen proti p sobení gravitační síly, ale uplatuje se i p i v-ech pohybech horních a dolních končetin (Kolář, 2009, s. 38640).

1.2.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je komplex motorických úkol odvozených z interakce multisenzorických procesů. Jedná se tedy o senzomotorický systém. Hlavní funkční cíle posturální kontroly jsou posturální orientace a posturální rovnováha. Posturální orientace zajišťuje orientaci těla v prostoru, zahrnuje aktivní kontrolu vzpřímeného držení těla a svalového tonu vzhledem ke gravitaci, povrchu, vizuálnímu prostředí a vnitřním podmínkám. Posturální rovnováha zahrnuje koordinaci senzomotorických strategií, stabilizuje COM během konfliktu posturální stability. Dochází k interpretaci senzorických informací ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému. (Horak, 2006, s. 8; Shumway-Cook et Woollacott, 2007, s. 158-159).

Osoby s rovnovážnými poruchami (typicky starší populace) trpí rzným poškozením (poškození multisenzorických schopností, motorická slabost, ortopedické omezení a kognitivní poruchy), které vedou k neschopnosti bezpečně chodit do schodů i nesamostatnosti při oblékání apod. Samotné poškození nevede k funkčním ztrátám, vždy záleží na typu poškození a poufitych strategiích pro kompenzaci ztráty. Například jedinec se sníženou propriocepcí v oblasti chodidel může poškození kompenzovat zvýšenou závislostí na vizuálních informacích. To vede k nestabilitě při snížených světelných podmínkách. Jiná osoba může kompenzovat omezení poufitem kompenzačních pomůcek (berle, hole, chodítka), ty pomáhají udržovat stabilitu ve zhoršených světelných podmínkách, u těchto osob je problémem například rychlá změna směru pohybu (Horak, 2006, s. 8).

Pro pochopení, jak posturální kontrola funguje, je nutná znalost funkce fyziologických systémů, které se podílí na schopnosti lovka stát, chodit a dovolují bezpečnou, účinnou interakci s prostředím. Porozumění těmto systémům a jejich odlišnému podílu v posturální kontrole dovoluje analyzovat konkrétní poruchy postihující jedince. Slofky posturální kontroly (viz obrázek 1, s. 12) jsou popsány dále, poškození jedné nebo více z nich vede k posturální nestabilitě (Horak, 2006, s. 8; Oliveira et al., 2008, s. 1217).



Obrázek 1 Složky posturální kontroly (Oliveira et al., 2008, s. 1217).

1.2.3 Senzorické strategie

Do posturální kontroly jsou zapojeny 3 hlavní systémy: somatosenzorický, vizuální a vestibulární. Integrace informací z těchto systémů je rozhodující pro správnou posturální kontrolu. Tyto informace jsou během dne regulovány a modifikovány mnohým způsobem. CNS dává v danou chvíli přednost vůči informacím z jednoho systému více, než zbývajícím. Za normálních podmínek (zdravý jedinec, dobré světelné podmínky, pevný povrch) informace ze somatosenzorického systému představují 70 %, zatímco vestibulární 20 % a vizuální 10 %. Informace z vizuálního a vestibulárního systému jsou relevantní například při stožení na nestabilní ploše nebo při stožení/ chůzi ve tmě (Horak, 2006, s. 9; Oliveira et al., 2008, s. 1218).

1.2.4 Senzorický reweighting

K senzorickému reweightingu dochází při kritických situacích, kdy dochází k tzv. senzorickému konfliktu, který provází běžné denní činnosti/ situace. Jako příklad lze uvést osobu stojící vedle autobusu, který je právě v pohybu. V této situaci vizuální systém dává informaci o relativním pohybu osoby ve vztahu k objektu (autobusu), tyto informace jsou v konfliktu s informacemi z vestibulárního a somatosenzorického systému. CNS v této situaci musí informace z vizuálního systému odmítnout. Schopnost analyzovat, srovnat a vybrat relevantní informace umožňuje prevenci před ztrátou rovnováhy a následného pádu. Tato schopnost může být porušena u hemiparetických pacientů po CMP (Oliveira et al., 2008, s. 1218).

1.2.5 Biomechanické omezení

Nejdůležitější biomechanický limit rovnováhy je velikost a kvalita oporné báze. Limity jsou modifikovány podle úkolu, pohybu a vlivu prostředí. Jakékoliv omezení svalové síly, rozsahu pohybu (range of movement - ROM), svalového tonu atd., ovlivní rovnováhu. Limity stability tj. oblast, nad kterou může jedinec přesunout COM a udržovat rovnováhu bez změny oporné báze má tvar obráceného kužele (viz obrázek 2, s. 13). CNS má vnitřní reprezentaci tohoto kužele a určuje, jak se pohybovat, aby byla rovnováha zachována. U starších osob s poruchou rovnováhy, je tento kužel velmi malý nebo jejich centrální neuronální reprezentace kužele je zkreslená, oba problémy mají vliv na výběr pohybové strategie. Obrázek 2 demonstruje muže s normální stabilitou a ženu s multisenzorickými problémy, které vedou k výrazně snížené stabilitě. Muž se nakloní v hlezenních kloubech a přesune COM vpřed. V porovnání, žena při pokusu naklonit se dopředu, předklání trup, aby zabránila pohybu COM dopředu. Když se naopak žena pokouší zaklonit, musí ihned udělat krok k pozemní oporné bázi, aby COM bylo neustále uvnitř. Pro CNS je velmi důležité mít přesnou reprezentaci limitů rovnováhy (Horak, 2006, s. 8-9; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1216).



Obrázek 2 Normální a omezené limity rovnováhy (Horak, 2006, s. 9)

1.2.6 Pohybové strategie

Existují 3 pohybové strategie (viz příloha 1, s. 50): kotníková, kyčelní a kroková. Kotníková strategie - svalová aktivita začíná kontrakcí distálních svalů DKK a dále směrem uje proximálně. Při podtrhu podložky dozadu se aktivují svaly v tomto pořadí mm. gastrocnemii a hamstringy a paravertebrální svalstvo, při podtrhu podložky dopředu m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris a abdominální svalstvo. Rotace těla se děje

zejména kolem hlezenních kloubů, ovšem rotace probíhá i v oblasti kyelních kloubů. Pohyb v hleznech je jako obrácené kyvadlo, rovnováha je zachována s malým množstvím titubací pohybů (Horak, 2006, s. 9; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217).

Kyelní strategie - svalová aktivita začíná kontrakcí svalů v oblasti kylní a trupu a pokračuje distálním směrem. Při podtrhu polofky směrem dozadu se svaly aktivují v podílném abdominální svalstvo a m. quadriceps femoris (typická flexe v kylních) poté se aktivuje m. tibialis anterior, při podtržení podlofky dopředu paravertebrální svaly a hamstringy (extenze trupu) a poté se aktivuje m. gastrocnemius. Na rozdíl od předchozí strategie, zde je rotace nejvýraznější v oblasti kylní, méně v hlezenních kloubech. Dochází k rychlému a v tánímu pohybu COM (Horak, 2006, s. 9; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

Kroková strategie - svalová aktivita začíná kontrakcí abduktorů kylní a kokontrakcí svalů v hlezenním kloubu, to vede k asymetrickému rozložení váhy v DKK, což je nutné pro přesunutí opěrné báze během pohybu COM (Horak, 2006, s. 9; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

Kotníková strategie neměla být použita, když je opěrná báze zmenšená například v úzkém prostoru nebo když jsou svaly hlezenního kloubu slabé. Kyelní strategie bývá použita, když je potřeba udělat rychlý pohyb. Ve skutečnosti během změny postury dochází často k plynulým přechodům mezi uvedenými strategiemi. Při kotníkové a kyelní strategii se COM přesouvá opěrné bázi, aby nedošlo k nestabilitě. Při krokové strategii se opěrná báze mění vzhledem k pohybu COM (Horak, 2006, s. 9; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

Výběr pohybové strategie závisí také na typu posturální reakce: reaktivní (výsledek působení neočekávaných vnějších sil) nebo anticipující/předvídatelná (automatická, dochází k vnitřně generovaným silám například během chůze). Na neočekávané působení sil člověk odpovídá zapojením svalů v proximo-distálním směru (kyelní strategie), také latence svalové aktivity je větší, nežli v opačném případě, kde zdravý jedinec zapojuje svaly v disto-proximálním směru (kotníková strategie) a latence odpovědi je menší. Při působení vnějších i vnitřních sil závisí na schopnosti CNS odpovědět, detekovat nestabilitu a programovat vhodné vzory nebo strategie svalové aktivity (Horak, 2006, s. 9; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

1.2.7 Vnímání vertikály

Schopnost orientace tělních segmentů vzhledem ke gravitaci, povrchu, okolí a vnitřním podmínkám je důležitá komponenta posturální kontroly. Zdravý nervový systém automaticky změní orientaci těla v závislosti na kontextu a úkolech (Horak, 2006, s. 9-10; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

Vizuální vertikála je závislá na informacích z vizuálního a vestibulárního systému, dokáže určit, které podmínky jsou rovnoběžné s působením gravitace. Posturální vertikála je závislá na informacích ze somatosenzorického systému, dokáže určit, kdy je celé tělo ve vzpřímené poloze (Perennou et al. 2008, s. 2402).

Vnímání vizuální vertikály je nezávislé na vnímání posturální vertikály. Vnitřní reprezentace vizuální vertikály je nakloněná u lidí s unilaterální vestibulární ztrátou, zatímco vnitřní reprezentace posturální vertikály je nakloněná u osob s hemi-neglect syndromem (např. u CMP). Nakloněná nebo nepřesná vnitřní reprezentace vertikály má za následek automatické zarovnání postury, která ovšem není zarovnána vzhledem ke gravitaci, a tudíž jinou osobu nestabilní (Horak, 2006, s. 9-10; Oliveira et al., 2008, s. 1217).

1.2.8 Kognitivní zpracování

Kognitivní zpracování hraje velmi důležitou úlohu při udržení posturální kontroly. U klidového stoje je pozorována zvýšená reakční doba, nejen při sedu s ploškami položenými na podlaze. Z toho vyplývá vztah, čím obtížnější je posturální úkol, tím větší je nárok na kognitivní zpracování. Také reakční doba a výkon klesají tím, jak se zvyšuje náročnost úkolu týkající se postury. Předání dalšího jakéhokoliv úkolu opět snižuje výkon, protože nárok na kognici je zvýšen (Horak, 2006, s. 9-10).

1.3 Patofyziologie posturálních funkcí u pacientů po CMP

1.3.1 Příčiny posturální nestability u pacientů

Jeden z nejčastějších neurologických deficitů u pacientů po CMP je hemiparéza. Hemiparéza způsobuje u pacientů rovnovážné abnormality, které zvyšují riziko pádu. Poškození rovnováhy je vždy individuální a souvisí s různými mechanismy. U pacientů se objevuje snížená svalová síla, ROM, dále abnormální svalový tonus, motorická koordinace, senzorycká organizace, kognice a multisenzorycká integrace, které přispívají k rovnovážným poruchám. U hemiparézy vede slabost, poškozená svalová kontrola postifené dolní končetiny (DK), snížený ROM a bolest ke změně opěrné báze. Při chůzi je COM posunutá dopředu na paretickou nohu, protože dochází k antero-posteriorní svalové dysbalanci v oblasti hlezenního kloubu. Dochází ke klasickému obrazu chůze u pacientů po CMP, kdy stojná fáze na paretické straně je výrazně kratší v porovnání s druhou, také délka kroku je menší než u zdravé. (Oliveira et al., 2008, s. 1215; Nardone et Turcato, 2018, s. 13-14).

V situaci, kdy dochází k senzoryckému konfliktu, dojde k nesprávnému výběru dominantního systému a jeho informacím. Laboratorní měření prokázalo, že pacienti

v chronické fázi CMP mají poznamenané informace ze somatosenzorického systému a dochází k nedostatečným i nesprávným vizuálním vstupům. Akoliv jsou vizuální informace poznamenané, pacienti spoléhají nadměrně právě na ně, a to zejména v náročných situacích. Ověm spoléhat se stále na jeden systém je nevhodná adaptace, která vede k poruše rovnováhy. Pacienti mají špatnou senzorní integraci a poškozený senzorní reweighting (Oliveira et al., 2008, s. 1216; Nardone et Turcato, 2018, s. 13-14).

Přichází pacienti používají kompenzační strategie, v etnoprojektování se předem (ze, nábytek apod.). Dochází k využití krokové strategie více, než u lidí stejného věku bez CMP. Pro udržení oporné báze pacienti používají predominantně kyčelní strategii než kotníkovou. Nicméně tyto strategie jsou často k udržení rovnováhy nedostatečné, což dokazuje vysoký výskyt pádu u těchto pacientů. Důvodem pádu je překročení limit oporné báze, ke kterým dochází kvůli nedostatečnému generování vnitřních sil, které jsou dlehlité pro pohyb COM i naopak pro přerušení tohoto pohybu (Oliveira et al., 2008, s. 1217; Nardone et Turcato, 2018, s. 13-14).

Navzdory abnormálním pohybovým vzorům, pacienti s mírným motorickým a funkčním poškozením mají kvalitnější anticipující posturální reakce. Motorické odpovědi a svalová synergie jsou ovlivněny senzorním feedbackem, oekáváním, pozorností, zkušenostmi, prostředím a záměrem. U pacientů jsou nutné vyšší nároky na kognitivní zpracování posturální kontroly, zejména pokud se obtížnost úkolů zvyšuje. Nedostatečné rozdělení pozornosti k udržení postury a zároveň k provedení úkolu vede k zvýšené nestabilitě i vyšší pravděpodobnosti pádu (Oliveira et al., 2008, s. 1217).

U skupiny pacientů se objevuje špushing i také špush syndrom, jedná se o vážnou poruchu posturálních funkcí. Pacienti mají pocit, že jejich tělo je vzpřímené, ve skutečnosti je nakloněno asi o 20° na paretickou stranu. Pacienti jsou odolní proti pasivnímu nastavení správné postury. U těchto pacientů však není vhodné poškození vizuálních i vestibulárních vstupů, které jsou dlehlité pro určení vizuálních i vestibulárních vstupů, které jsou dlehlité pro určení vizuálních vertikál. Proto pacienti dokážou vzpřímit své tělo na základě vizuálních podnětů pomocí zrcadla nebo v laboratorním prostředí s použitím virtuálního avatara, který zrcadlí reálnou posturu pacienta a zobrazuje jí na monitoru. Nebyla nalezena asociace mezi pusher syndromem a hemi-neglectem, afázií a apraxií (Oliveira et al., 2008, s. 1217; Gillen, 2016, s. 207-208).

U pacientů s pusher syndromem lze vidět opačný vzor, než je typický u ostatních pacientů po CMP s posturálním deficitem, a to je větší zatížení paretické strany. Pacient s pusher syndromem má hlavu otočenou a nakloněnou na paretickou stranu. Dochází k snížené schopnosti vnímat stimuly přicházející z paretické strany. Objevuje se monotónnost

hlasu a chudá mimika obličeje svalstva. Na parietické straně je to prodloužené, kdežto na druhé straně vypadá zkráceně. (Gillen, 2016, s. 207-208).

Pacienti s pusher syndromem mají dobrou prognózu, 6 měsíců po CMP se u pacientů objevuje jen zádka. Avšak rehabilitace u těchto pacientů trvá v průměru o 3,5 týdne déle, než u pacientů bez tohoto syndromu (Gillen, 2016, s. 207-208).

1.3.2 Vliv lokalizace léze

Je neustále otázkou kontroverze, zda lokalizace léze má vliv na udržení rovnováhy. V mnoha případech k poruše stability došlo, pokud byla zasažena pravá mozková hemisféra. To je vysvětlováno porušenou integrací prostorových informací z pravého zadního temenního kortexu. Nicméně nebyl objeven žádný rozdíl ve schopnosti udržovat rovnovážnou kontrolu u jedinců s lézí v levé hemisféře. (Oliveira et al., 2008, s. 1217). Tuto skutečnost potvrdila i studie Ůnal et al. (2015, s. 4-6), která na vzorku 50 subjektů (25 s lézí vlevo, 25 s lézí vpravo), která hodnotila rovnováhu na základě několika klinických testů vyvíjených pro predikci rizika pádu. Studie prokázala, že ačkoli pacienti s pravostrannou lézí měli nižší výsledky testů v porovnání s levostrannou lézí, nejednalo o signifikantní rozdíl.

1.3.3 Pády u pacientů

U pacientů po CMP jsou pády typickou komplikací a dosahují stále vysokého počtu. V dnešní době dochází k snížení počtu nových vzniklých CMP zásluhou lepších preventivních opatření. Zvyšuje se také kvalita zdravotnické péče, díky které jsou následky onemocnění nižší oproti rokem minulým, což znamená relativní snížení počtu pádů. Na druhou stranu, zvyšující se kvalita zdravotnictví dokáže dnes zachránit pacienty s vážnými neurologickými a dalšími prodlouženými problémy, které by dříve nebyly služitelné se životem, tyto pacienti naopak počet pádů zvyšují. Ve výsledku nedochází k výraznému snížení či naopak zvýšení počtu pádů v průběhu let (Foster et al., 2017, s. 441).

U pacientů po CMP je riziko pádu 2x vyšší, než u lidí stejného věku, které toto onemocnění nepostihlo (Nyström et Hallström, 2013, s. 474; Walsh et al., 2016, s. 514). Většina pacientů trpí již zmíněným senzoryčným, motorickým, kognitivním a emočným porušením, které omezují pacienty v běžných denních činnostech (ADL). Dlehlitý cíl rehabilitace je schopnost nezávisle provádět ADL po návratu domů a prevence pádů, což jsou významné faktory vedoucí k zotavení. Trénink ADL se zdrazuje jako prevence pádu při rehabilitaci. Zejména monitorování ADL stupně může být pomocné pro predikci pádu (Cho et al., 2015, s. 1751-1753).

Pády, které se staly před CMP, nesouvisí s po něm pádem po prodlané CMP. Naopak pády, které nastanou při hospitalizaci, výrazně souvisí s četností pádu po návratu domů (Batchelor et al., 2012, s. 484; Breisinger et al., 2014, s. 1218-1224). Pády s sebou přinášejí následky, jako jsou traumatické zranění mozku, zlomeniny, strach z pádu, snížení aktivity a v nejhorších případech i smrt (Nyström et Hallström, 2013, s. 473-479; Walsh et al., 2016, s. 513-519).

1.3.4 etnost pádu

Velká rozdílnost procentuálních výsledků pádu v každém období CMP, která jsou popsány dále, jsou způsobeny odlišností organizace zdravotnické péče mezi státy, regiony atd. Nemocniční instituce mají rozdílné protokoly pro dobu, kdy začínají u pacienta s rehabilitací, odlišné složení rehabilitačního plánu a rozdílnou délku pobytu. Vyšší počet pádu obecně nastává brzy po propuštění z nemocnice. Toto zjištění může značit, že pacienti během hospitalizace nejsou optimálně připraveni (krátká doba pobytu, špatná rehabilitace apod.) na kritické situace, se kterými se setkávají v každodenním životě (Weerdestey et al., 2008, s. 1197).

Během akutního stádia u 5-41 % pacientů došlo nejméně k jednomu pádu, jedná se o nejfrekventovanější komplikaci během hospitalizace. Téměř 35 % pacientů postihl pád během 3 měsíců po prodlané CMP. U pacientů, u kterých byl pobyt v nemocnici delší dobu, není standard jednotlivých nemocnic (z důvodu dalších komplikací), se objevuje zvýšené riziko pádu po návratu domů (Batchelor et al., 2012, s. 484).

Během 6 měsíců po propuštění uvedlo zkušenost s pádem 23-50 % (Wei et al., 2017, s. 2). V tomto období je pád druhou nejčastější komplikací (Yoshimoto et al., 2016, s. 1907-1913). Po propuštění z nemocnice jsou první dva měsíce označeny za kritické období, více než 50 % z celkového počtu pádu, které nastanou během prvního roku po propuštění, se stanou právě v tomto období (Batchelor et al., 2012, s. 482 a 483).

I po více, jak 6 měsících po prodlané CMP je riziko pádu vyšší, než u lidí stejné věkové kategorie, které toto onemocnění nepostihlo. Mezi 6. a 12. měsícem po CMP připadá 20-57 % pacientů spadlo minimálně 2x, pro srovnání, u starší populace bez prodlané CMP je to okolo 15 % (Batchelor et al., 2012, s. 482 a 483).

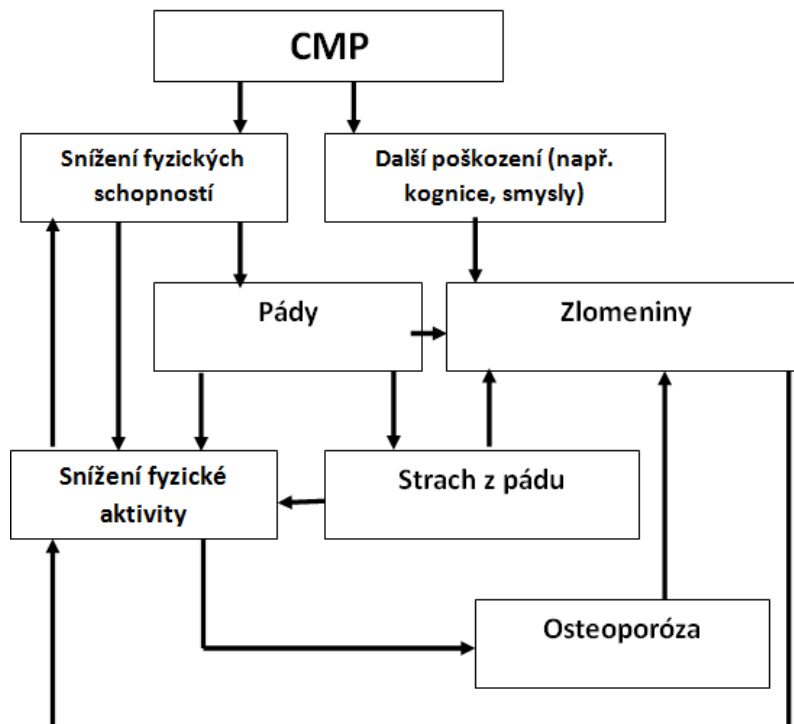
Během rehabilitace, která je vedena fyzioterapeutem, je po pádu nízký, a koliv během terapie jsou v těle posunovány hranice rovnováhy pacienta. Avšak když k pádu dojde, jde o prognosticky špatné znamení pro další pokrok v rovnovážných schopnostech pacienta (Weerdestey et al., 2008, s. 1204).

1.3.5 Zdravotní následky pád

Při pádu více jak polovina pacientů neutrpí žádným zraněním. Pokud k zranění dojde, týká se nejčastěji měkkých tkání, dále jsou to zlomeniny a luxace/ subluxace. Zlomeniny nastávají u 1-15 % případů, což je podobná hodnota, jako u starší populace bez CMP. Ovšem fraktura krku kosti stehenní je u lidí po CMP prokazatelně vyší. Nejčastěji místo zranění je hrudník nebo hlava, poté končetiny, hýždě a bederní krajina. Téměř každá pacientka bývá zraněna na více místech. Na parietické straně se objevuje osteoporóza (Lim et al., 2012, s. 947-948; Batchelor et al., 2012, s. 484).

Jestliže pacient po upadnutí není schopen vstát bez pomoci, může dojít k situaci, kdy se stane ležet na podlaze dlouhou dobu a může trpět hypotermií a dehydratací, v nejhorších případech může dojít k úmrtí. 20-30 % lidí s CMP není schopno vstát po upadnutí bez pomoci, to poukazuje na fakt, že je potřeba, aby tyto lidé měli telefon či nějaký jiný přístroj, který povolá pomoc (Batchelor et al., 2012, s. 484).

Pády s sebou nepřinášejí jen fyzické následky, ale i psychické. Až 88 % pacientů uvádí obavu z dalšího pádu. Strach má za následek omezení aktivity u těchto pacientů. Dochází k omezení společenského života a depresi. Tyto důsledky znamenají začarovaný kruh (viz obrázek 3, s. 20), protože dále vedou k dekonkci a ztrátě nezávislosti. Kognitivní funkce jsou omezené, protože je snížena úroveň a zapojení do každodenních činností. Dosud nejsou zcela objasněny důsledky pádu na funkční úroveň pacienta vracejícího se z nemocnice za řízení domů. Vzhledem k tomu, že u pacientů dochází k potenciálnímu strachu, snížení fyzické a sociální aktivity znamená, že i pády, které nevedou k fyzickému zranění, mohou nepřízniv ovlivňovat zotavení motorických a kognitivních funkcí (Wong et al., 2016, s. 1614).



Obrázek 3 Interakce mezi rizikovými faktory, pády a okolnostmi pádu (upraveno dle Weerdestey et al., 2008, s. 1199)

1.3.6 Okolnosti vedoucí k pádu

P i akutní fázi (pobyt v nemocnici) nastávají pády během dne, buď v pacientov pokojích nebo v koupelně / na toaletě. Podobná situace je i na lůžkové rehabilitaci. Nejvýše počet pádů byl zaznamenán mezi 10. a 11. hodinou a mezi 17. a 18. hodinou a nejčastěji pacienti upadnou vedle postele nebo v koupelně. Pacienti často podceňují pokyny personálu, aby si například zavolali doprovod na WC, nebo nepoužívají kompenzační pomůcky, které jim fyzioterapeut doporučí. Jedná se často o pacienty s vážným kognitivním deficitem, v těchto situacích je velmi těžké pádem zabránit. Nejčastěji aktivita, při které došlo k pádu, jsou chůze a sezení v kolečkovém křesle (Batchelor et al., 2012, s. 483).

Po propuštění z nemocnice k nejvíce pádům dochází v koupelně, dále v obývacím pokojích / v ložnici nebo venku na zahradě. Opakovaně dochází k pádům na stejném místě, a to opět nejčastěji v koupelně. Nejčastějšími příčinami vedoucími k pádům jsou chůze po rovné zemi, vstup do / z koupelny, chůze do / ze schodů, přesun do / z kolečkového křesla a sezení v něm. Směr upadnutí je buď na postřelenou stranu i dopředu. Lidé nejčastěji referují, že ztratili rovnováhu nebo měli nesprávný odhad (například výšky schodu), což bylo důvodem pádu. Tyto okolnosti ukazují nutnost před propuštěním z nemocnice zvážit nutné úpravy domácnosti s ohledem na riziko pádu (Batchelor et al., 2012, s. 483-484; Lim et al., 2012, s. 946-947).

Při testování reálné chůze, ve které bylo zahrnuto překonání překážek, se ukázalo, že a koliv byl testovaný schopný chůze bez pomoci další osoby, překonání překážek bylo

problémem. Při testování 50 % pacientů ztratilo rovnováhu nebo došlo ke kontaktu chodidla s pevnou podlahou, který nebyl úmyslný (Batchelor et al., 2012, 483 - 484). Pacienti při popisu situace uvádí, že uklouzli, o něco zakopli nebo náhle změnili krokovou kadenci. 32 % pacientů, kteří upadli, používali pomůcky pro lokomoci (tyčkovou hůl, kolečkové křeslo nebo chodítka) (Lim et al., 2012, s. 947 - 948).

1.3.7 Rizikové faktory

Nebyla prokázána asociace mezi pády a věkem, pohlavím, typem CMP, stranou hemiplegie/ hemiparézi, lokalizací CMP a komorbiditami (Lim et al., 2012, s. 948; Batchelor et al., 2012, s. 484). Také nedošlo k prokázání spojení s rodinným stavem či stupněm vzdělání (Lim et al., 2012, s. 948). Došlo však k prokázání vztahu, že po užití léků, které pacient užívá, tvoří výraznou asociaci s počtem pádů. Každý další lék zvyšuje riziko opakovaného pádu u lidí v chronickém stádiu po CMP. Mnoho léků tlumí funkci CNS, snižuje hladinu cukru v krvi nebo snižuje krevní tlak, to může vést k závratím, což způsobuje zvýšené riziko upadnutí (Alenazi et al., 2018, s. 813). Naopak sedativa, která jsou podávána v akutní fázi, riziko snižují. Zde je však důležitá imobilita pacienta, při špatné vertikalizaci probíhá vlivy v přítomnosti zdravotnického personálu. Byla objevena asociace mezi množstvím vitamínu D u lidí a rizikem pádu. Díky dostatku tohoto vitamínu dochází k podpoře zvýšení svalové síly, a tím snižuje riziko pádu. Výzkumní pracovníci se neustále pokouší zjistit rizikové faktory predikující pád, díky kterým by bylo možné vytvořit preventivní programy, ale zatím neúspěšně (Batchelor et al., 2012, s. 484, 486).

1.4 Možnosti klinického testování posturálních funkcí

Většina klinických testů a škál byla vytvořena pro posouzení posturálních funkcí u starších osob. Později se začaly využívat u neurologických pacientů. Testy a škály existují v různých verzích modifikací, aby došlo k zacílení vyšetření na daný problém. Možnosti testování zmíněné dále nejsou komplexním výčtem všech možností, jedná se o testy často používané v klinické praxi (Mancini et Horak, 2010, s. 239-247).

1.4.1 Stoj na jedné noze (Single leg stance)

Stoj na jedné noze patří mezi nejstarší testy hodnotící rovnováhu. Osoba je vyzvána, aby se postavila na jednu nohu, tak aby druhá noha nebyla v kontaktu se stojnou. Stojná noha během testu nesmí změnit pozici. Ruce testovaného jsou zafixované na hrudi. Jak dlouho pacient zvládne udržet polohu je zaznamenáno pomocí stopky. Při tomto testu bývají oči otevřené.

Modifikací testu je se zavazánýma oima testovaného. Pokud pacient nevydrží déle než 5 sekund, hrozí riziko pádu. (Bizovská et al., 2017, s. 43- 44).

1.4.2 Timed Up and Go (TUG)

Testování je založeno na metodě, kterou popsal Podsiadlo a Richardson. Testovaná osoba vstane ze židle, ujde 3 metry, otočí se a jde 3 metry zpět k židli, na kterou následně dosedne (viz příloha 2, s. 51). Rychlost chůze je spontánní a pas, který se může s pomocí stopkami, se spouští, když se záda testované osoby přestanou dotýkat opěradla židle a zastaví v době, kdy opěradlo dotýká opěradlem dojde. Test začíná slovy šready-go. Pokud test trvá déle než 14 sekund, je riziko pádu vyšší (Geiger et al., 2018, s. 414). Tento test má mnoho modifikací.

Jednou z modifikací je tzv. Expanded Timed Up and Go (ETUG). K provedení tohoto testu je nutnost dřevěné podlahy nebo pásy, pomocí které jsou na podložce vytvořena značka. Osoba sedí na židli čelem ke kuflelu, který stojí na podlaze. Během testování musí testovaný splnit čtyři úkoly. Stopky jsou zapnuty při slově šgo a zastaveny na předem určených pozicích, osoba při zastavení stopek musí zůstat ve stabilní pozici, dokud nezapočne fáze následující. Fáze je považována za kompletně ukončenou, když dojde k dotyku chodidla dřevěné/ značka odpovídající konci fáze. Čtyři úkoly je celkově 5 (I. Vstát a zůstat bez hnutí, II. Ujít 3 metry dopředu, dokud jedna noha nebude na úrovni s kuflelem, III. Otočit se o 180° okolo kuflele, dokud jedna noha není na úrovni kuflele na opačné straně, IV. Ujít 3 metry zpátky k židli V. Otočit se a dosednout na židli). Při tomto testování je velmi důležité, aby testovaný v době, kdy má dlat, kdy a kde má začít nebo naopak zastavit (Geiger et al., 2018, s. 414).

Další možností je testování s využitím představy pohybu tzv. imagery TUG a imagery ETUG. Představa pohybu je provedení aktivity bez viditelného zjevného pohybu. Představa vede k aktivaci stejných areálů v mozku, jako při reálném provedení. Tato metoda je často používána jako součást rehabilitačního programu, a koliv způsob fungování není zatím zcela jasný. Nejčastěji je využívána u pacientů po CMP. Je pozorován pas potěbný k provedení pohybu, sásem při kterém dojde k imaginaci stejného úkolu (Geiger et al., 2018, s. 413). Stopky se zapínají na pokyny testujícího šready-go a zastavují se v době, kdy si pacient představí, že se zpátky posadil a řekne slovo šstop (Beauchet, 2010, s. 103).

Dále se v praxi využívá TUG s přidanou kognitivní složkou (cogTUG). Jedná se o totální test jako TUG, plus se přidává úkol, který potřebuje další kognitivní zpracování. Při chůzi pacient odečítá 3 od náhodně zvolené počáteční hodnoty, která se pohybuje mezi 60-100. Počáteční hodnota je zvolena náhodně, aby nedošlo k naučení hodnot, při opakování

testu. Testovaný říká nahlas afl první výsledek, nikoliv po áte ní hodnotu. Tato verze testu p edstavuje dual-task test. Úroveň maximální kontroly p i provád ní tohoto testu m fle p esahovat mořnosti pozornosti testovaného, což znamená uje provád t oba úkoly sou asn . Pacient proto up ednost uje jeden úkol, a tak p i soust ed ní na po ítání sníží výrazn rychlost i zastaví, v hor-ím p ípad m fle dojít i k ztrát rovnováhy. Riziko pádu p edstavuje výsledek 15 sekund a více. (Cardon-Verbecq et al., 2017, s. 84).

1.4.3 Berg Balance Scale (BBS)

BBS test je 14 poloflková hodnotící -kála, slouží k posouzení rovnováhy a rizika pádu. Testuje se samotný sed, vstávání, sedání, p esuny, samotný stoj, stoj se zav enýma o íma, stoj o úzké bázi, stoj v tandemu, stoj na jedné noze, stoj s pohledem p es rameno, zvedání p edm tu ze zem , oto ení o 360°, výstup na stoli ku a dosahové schopnosti. Testování trvá 10 ó 20 minut a výsledky ukazují pacientovu schopnost udržet stabilitu po ur itou dobu, a to b hem statických i dynamických poloh. Každá poloflka je hodnocena od 0 po 4 body, 0 zna í neschopnost úkol provést a 4 úplnou nezávislost na jakékoliv pomoci p i pln ní úkolu. Nejvy-í mořné skóre je 56 bod (Alenazi et al., 2018, s. 809; Blum et Korner-Bitensky, 2008, s. 560). Hodnocení: 0 ó 20 bod = poru-ení stability, 21 ó 40 bod = p íjatelná stabilita, 41 ó 56 bod = dobrá stabilita. BBS hodnotí jak statický, tak dynamický aspekt balance. Jelikoř je snadné test vyhodnotit, není pot eba řádných neobvyklých pom cek k testování ani speciálního -kolení zam stnanc , je test v praxi ásto vyuffíván (Blum et Korner-Bitensky, 2008, s. 560).

1.4.4 Four Square Step Test (FSST)

Jedná se o 4 tverce (viz p íloha 3, s. 52), které jsou odd leny holemi vysokými 2,5 cm poloflenými na podlahu. Pacient musí jít z 1. tverce do 2., z 2. do 3. a tak dále, následn se vrací v opa ném po adí do výchozího pole, a to v co nejrychlej-ím áse. P i testování musí být dodrženy ur ité podmínky: testovaný se neustále musí dívat dop edu (nesmí se oto it doprava/ doleva), ob chodidla se musí dotknout podlahy v každém tverci a nesmí dojít k dotyku holí. Pokud nejsou spln ny tyto podmínky, test není vyhodnocen, což je hlavní nevýhoda tohoto testu. (Roos et al., 2016, s. 404). P ed popsáním FSST se pouříval ve zdravotnictví Step test, který byl zalořen na vystupování na schod i bednu stále dokola v nejvy-í mořné rychlosti. Na každý úkol byl ásový úsek 15 sekund, byly otestovány ob kon etiny. Pouříval se u pacient ů po CMP, kde se ukázala dobrá korelace mezi svalstvem dolních kon etin (DKK), rychlostí ch ze, koordinací a stabilitou DKK. (Moore et Barker, 2017, s. 2; Roos et al., 2016, s. 404).

Testování je rychle dokončeno. Pokud test trvá déle než 15 sekund, značí vysoké riziko pádu. Výsledky vypovídají, jak o dynamické rovnováze stoje, tak i o pohybu, proto je často v praxi vyvoláván. Pacient s poruchou stability je při provádění testu vystaven vysokému riziku pádu, proto je potřeba přítomnosti dvou terapeutů. (Moore et Barker, 2017, s. 2).

Modifikovaná verze FSST (mFSST) používá pásku místo holí (viz příloha 3, s. 52). Opět se musí testovaný neustále dívat dopředu, obě DKK musí stoupnout do každého tvrce a testovaný nesmí sklánět na záru. Při této verzi je signifikantně vyšší počet pacientů, kteří test dokončili. (Roos et al., 2016, s. 403-405).

1.4.5 Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)

POMA škálu popsal v roce 1986 Tinetti, je široce užívaná pro hodnocení mobility a rizika pádu. Testování je snadné, jsou potřeba stopky a flídle, fládné další nástroje nejsou povinné. Stačí jednoduché zákloní zamětnanc k provedení tohoto testu. Testování lze provést a vyhodnotit za 20 minut. Hodnotí se balanční stav a chůze pacienta. Nejastěji je používána klasická verze POMA-T, která zkoumá obě výše zmíněné složky, ale existují další modifikace. Úkoly jsou hodnoceny od 0 do 2 bodů (0 = výrazné problémy při plnění úkolu, 2 = splnění úkolu bez problému), které od 0 do 1 bodu (0 = výrazné problémy při plnění úkolu, 1 = splnění úkolu bez problému). Nejvyšší možný zisk je 28 bodů. Hodnocení: méně než 19 bodů = vysoké riziko pádu, 19 až 24 = střední riziko, více než 24 = nízké riziko (Faber et al., 2006, s. 945; Bizovská et al., 2017, s. 50-51).

Zkrácený test je tzv. POMA-B, který hodnotí pouze balanční část z POMA-T. Jedná se o 9 polořkový test zahrnující sezení na flídli, vstávání, opětovné posazování, stoj (s otevřenýma/ zavřenýma očima), udržení rovnováhy při otočení a další. Maximální počet je 16 bodů, méně než 10 značí vysoké riziko pádu (Faber et al., 2006, s. 945; Bizovská et al., 2017, s. 50-51).

Pokud test hodnotí pouze chůzi, jedná se tzv. POMA-G, což je 2. část POMA-T. Jedná se o 7 polořkový test, který hodnotí délku, výšku a šířku kroku, kontinuitu a symetrii kroku, směr trajektorie a rotace trupu. Maximální počet je 12 bodů, méně než 9 bodů ukazuje na zvýšené riziko pádu (Faber et al., 2006, s. 945; Bizovská et al., 2017, s. 50-51).

1.4.6 Activity specific balance confidence scale (ABC scale)

ABC škála byla vytvořena v roce 1995. Hodnotí se stabilita pacientů ve specifických situacích. Probíhá na základě standardizovaných otázek (šJak jste si jistí, že nespádnete kdyflí; šJste nestabilní kdyflí). Skládá se z 16 polořek (chůze kolem domu, chůze nahoru/ dol po schodech atd.). Odlišnost této škály je v tom, že osoba hodnotí sama sebe, své

schopnosti. Tento způsob provedení má také motivační úroveň, která přispívá k zdokonalení a získání nových schopností, úsilí, odolnosti a vytrvalosti. Hodnocení probíhá na stupnici 0 až 100 %. Každá z polofek je hodnocena jednotlivě, navíc dochází ke konečnému vyhodnocení součtem 16. Výsledek menší než 67 % znamená zvýšené riziko pádu. 10 z 16 polofek bylo navrženo lékaři, 4 další polofky byly vybrány ze Skály Falls Efficiency Scale (lehké domácí práce, dosahové schopnosti, nákup, chůze po bytě) a poslední 2 polofky byly vybrány na základě zkušenosti pacientů, kdy se nejvíce cítí ohroženi ztrátou rovnováhy (Gandolfi et al., 2018, s. 53).

1.5 Možnosti pro strojové testování posturálních funkcí

V dnešní moderní době roste obliba hodnocení posturálních funkcí pomocí strojové techniky. Ta hraje důležitou roli v rehabilitaci, protože pomáhá pochopit, jak systém posturální kontroly funguje. Nicméně všechny strojové techniky jsou pouze doplňkovou složkou diagnostického procesu, která pomáhá identifikovat smyslové a motorické poruchy, avšak sama o sobě neumí diagnostikovat nemoc, lézi a neposkytuje informaci o lokalizaci i jakékoliv informace týkající se etiologie (Gandolfi et al., 2018, s. 57).

Dostupné strojové měření přináší hlavní nevýhody klinických funkčních testů: variabilitu výkonu (v případě více testujících), subjektivní charakter skórovacího systému a přehlednutí malých změn testujícím (okem nepřehledných) (Gandolfi et al., 2018, s. 57).

Hlavní nástroje používané k měření jsou (Gandolfi et al., 2018, s. 57):

- a) Silové plošiny (force platforms) – tyto plošiny obsahují sofistikované snímače síly, které umožňují studovat reakční síly vyvolávané ve třech rovinách.
- b) Pedobarografické chodníky – používají se k získání prostorových a časových funkcí chůze.
- c) Nositelné inerciální snímače (wearable inertial sensors) – odvírají se doplňky obsahující pokročilé elektronické technologie sloužící k monitorování funkčních aktivit (například vločky se senzory pro detekci rozložení tlaku na ploše chodidla).

Tyto nástroje mohou být použity samostatně nebo různě v kombinaci s ostatními. Navíc mohou být modifikovány pro různé rehabilitační programy (Gandolfi et al., 2018, s. 57).

1.5.1 Statická posturografie

Statická posturografie slouží k hodnocení posturální kontroly, charakterizuje oscilaci COP během stoje testované osoby (obvykle klidový stoj na nehybné silové plošině). Tyto silové plošiny umožňují identifikovat stabilitu na základě oporné báze a COP během klidového stoje, stoje v tandemu nebo za složitějších podmínek. Náročnější podmínky získáme změnou oporné báze, zavěšením očí (snížená vizuální zpětná vazba), typem povrchu (změna proprioceptivní zpětné vazby), přidáním dalšího úkolu atd. Během klidového stoje pozice COP v podstatě odráží průmět COM do oporné báze. Pohyby COM nazýváme titubace, a úkolem posturografie je měřit právě tyto pohyby. Přemístění COP odráží neuromuskulární odpověď CNS k udržení kontroly nad COM (Gandalolfi et al., 2018, s. 57; Mancini et Horak, 2010, s. 245).

1.5.2 Dynamická posturografie

Dynamická posturografie hodnotí posturální kontrolu na základě reakcí na změněné vnější podmínky. Ty jsou nejčastěji vytvořeny pohybem plošiny, která je ovládaná počítačem. Plošina se může pohybovat antero-posteriorním směrem, latero-laterálním, může rotovat, měnit sklon atd., a tím narušuje stabilitu testovaného. Alternativou pohyblivé plošiny může být vychylování těla testovaného přímo (testující i další přítomná osoba zatlačí na hrudník, pánev atd. testovaného) nebo změnou povrchu i vizuálních podmínek (Gandalolfi et al., 2018, s. 58; Mancini et Horak, 2010, s. 245).

1.5.3 Dynamická počítačová posturografie (CDP)

CDP byla vynalezena Dr. L. Nasherem a začala být komerčně vyráběna v roce 1987 firmou NeuroCom®. Přístroj se skládá ze dvou modulů – Balance Master System a Smart Equitest System. Oba moduly mají zabudovaných 5 silových senzorů pro snímání reakční síly. Během testování CDP pracuje s pozicí COG. COG je vypočítáno na základě výšky testovaného (výška musí být vložena do protokolu před testováním) a váhy, která je automaticky vypočítána na základě součtu vertikálních sil, které působí na silové senzory. CDP umožňuje samostatně vyhodnotit senzorní, pohybové a biomechanické složky, které se účastní rovnováhy (Gandalolfi et al., 2018, s. 59; Kolářová et al., 2014, s. 12-13). Dříve se CDP používala pouze jako nástroj k testování, dnes je už i volbou terapie. U neurologických pacientů umožňuje přesné zacílení na senzorní i motorický systém (Hakim et al., 2012, s. 175).

Při testování musí být splněny určité podmínky. Testovaný má položená chodidla na předem stanoveném místě, a je instruován, že tuto pozici nesmí během vyšetření změnit.

Testovaný má ruce podél těla a nesmí se nieho dotýkat. Dále je zabezpečen závěsným systémem, který zabráví pádu a zranění testovaného. Oba moduly nabízejí široké spektrum různých testů. Některé budou popsány detailněji dále (Kolářová et al., 2014, s. 14).

Modul Smart EquiTest System (Kolářová et al., 2014, s. 15-21):

- Sensory organization test – o testování stability během změn různých senzorických podmínek.
- Motor Control Test – o testování efektivity posturálních reakcí během translačních pohybů plošiny.
- Adaption Test – o testování adaptačních mechanismů na rotační pohyby.
- Weight Bearing Squat – o testování rozložení hmotnosti během dřepu testovaného.
- Unilateral Stance – o hodnocení stability během stoje na jedné noze.
- Limits of Stability – o testování aktivního přesouvání COG daným směrem.
- Rhythmic Weight Shift – o testování stability během aktivního přesouvání váhy.

Modul Balance Master (Kolářová et al., 2014, s. 22-26):

- Modified CTSIB – o modifikace testu Sensory Organization Test.
- Sit to Stand – o testování pohybu během vstávání.
- Walk Across – o testování parametrů chůze.
- Tandem Walk – testování rovnováhy během tandemové chůze.
- Step/ Quick Turn – o testování rovnováhy během procesu 2 kroků dopředu a otočení o 180° - 2 kroky zpět na výchozí místo.
- Step Up/ Over – o testování posturální kontroly během přechodu přes schod.
- Forward Lunge – o posturální kontrola během výpadku dopředu.

Sensory Organization Test (SOT)

SOT hodnotí senzorickou interakci, na modulu Equitest. Test slouží k identifikování problémů posturální kontroly. Hodnotí schopnost testovaného používat i naopak potlačit informace ze senzorických systémů (vizuální, vestibulární, propioceptivní). Během SOT jsou některé informace úmyslně eliminovány pohybem plošiny a/ nebo pohybem kabiny. Plošina a/ nebo kabina se naklání a pak následuje antero-posteriorní pohyby těla testovaného, čímž dochází k eliminaci informací, které pomáhají pacientovi orientovat se v prostoru. Díky tomu, lze je možná pohybovat plošinou a/ nebo kabinou, dále možnosti testování s otevřenými a zavřenými očima, umožní ujet test vytvářet konfliktní situace. Pomocí testu lze odhalit, zda

testovaný je schopný efektivně využívat své smyslové systémy a má vhodnou adaptivní odpověď (Gandalolfi et al., 2018, s. 59).

Test se provádí v 6 podmínkách (Springhetti et Villani, 2018, s. 108) (viz příloha 4, s. 53):

1. **Stoj, otevřený oči bez vizuálních perturbací** – testovaný má k dispozici informace ze všech systémů.
2. **Stoj, zavřený oči bez vizuálních perturbací** – testovaný nemá informace z vizuálního systému.
3. **Stoj, otevřený oči, nespolehlivé vizuální informace** – kabina kolem pacienta se nekloní podle pohybu testovaného. Testovaný není schopen vnímat pohyb okolí, protože je synchronizován s jeho vlastním pohybem. Proto se nemůže spoléhat na vizuální informace.
4. **Stoj, otevřený oči, naklání plošiny** – plošina se naklání podle spontánních pohybů testovaného. Testovaný není schopen vnímat pohyb plošiny, protože je synchronizován s vlastním pohybem. Proprioceptivní informace jsou nespolehlivé.
5. **Stoj, zavřený oči, naklání plošiny** – totožný jako 4 navíc se zavřenými očima. Testovaný se musí spoléhat na informace z vestibulárního ústrojí, protože proprioceptivní informace nejsou spolehlivé a vizuální nejsou k dispozici.
6. **Stoj, otevřený oči, naklání plošiny a pohyb kabiny** – dochází, jak k pohybu plošiny, tak i kabiny. Pacient se musí spolehnout pouze na informace z vestibulárního systému.

Testované parametry (Springhetti et Villani, 2018, s. 108):

Equilibrium Score- procentuální vyjádření stability (čím vyšší hodnota, tím lepší stabilita testovaného).

Strategy Analysis- hodnotí, která pohybová strategie byla používána více.

COG Alignment- hodnotí pozici COG před a po každém testování jednotlivých testů.

Modified CTSIB

Jedná se o modifikaci SOT testu, který se testuje na modulu Balance Master. Skládá se ze 4 dílčích testů. Pacient je testovaný na pevném a měkkém povrchu (mollitan), a to na každém povrchu s otevřenými a zavřenými očima. Nejobtížnější je 4. úkol, kdy se musí testovaný spoléhat pouze na informace z vestibulárního systému, protože proprioceptivní informace jsou nepřesné (mollitan) a vizuální informace nejsou k dispozici (zavřený oči).

Každá zkouška se provádí 3x. Systém hodnotí rychlost posturálních výchylek COG (Springhetti a Villani, 2018, s. 108).

Motor Control Test (MCT)

Test vyhodnocuje schopnost testovaného obnovit pozici COG při neočekávaných externích perturbacích. Ty vyvolává plošina periodickým pohybem v různých amplitudách. Systém hodnotí, jak rychle dojde k obnovení pozice COG a zvolenou strategií (kotníkovou nebo kyelní). Testování dává informace rozložení váhy (symetrické nebo dochází k zatřívání jedné z DK více), dále latenci (nástup reakce testovaného na vnější podnět) a amplitudu (sílu odezvy, pro každou DK zvlášť) (Springhetti et Villani, 2018, s. 108).

Adaption Test (ADT)

Toto testování posuzuje adaptivní schopnosti testovaného. Plošina se nepředvídatelně pohybuje ve směru nahoru a dolů. Test hodnotí reakční sílu generovanou testovaným k minimalizaci výchylek v antero-posteriorním směru. S postupem by se reakční síla měla snižovat (Springhetti et Villani, 2018, s. 105-106).

1.5.4 Nositelné inerciální senzory (Wearable Inertial Sensory - WIS)

WIS představují malé přenosné monitorovací systémy, které mohou být také zabudovány do doplňků (např. hodinky) i přímo do oděvu. Tato pokročilá elektronická technologie je schopna získat informace o rovnovážných schopnostech člověka v každodenních situacích. WIS se skládá z akcelerometru, senzoru úhlové rychlosti (gyroskopy) a magnetických senzorů. V počátečních vývoje byly senzory aplikovány na trup, hlavu i DDK testovaného se snahou zachytit pohyby těchto segmentů těla v reálném čase. Velkou výhodou přináší monitorování kdekoli a kdykoli, a proto může být potenciálně používána jako pomůcka pro sledování a hodnocení rovnováhy v každodenním životě v průběhu dnů / týdnů / měsíců. Jelikož nepotřebuje žádné stacionární jednotky (např. počítač) nebo kamery pro sběr dat, lze je snadno používat mimo laboratorní podmínky. WIS používá uživatelsky přívětivé počítačové rozhraní s automatickou analýzou. Navíc jsou výhodnou volbou pro studium biomechaniky těla, protože se jedná o levné přístroje (v porovnání s ostatní laboratorní technikou) s nízkou spotřebou energie (Gandalolfi et al., 2018, s. 59; Mancini et Horak, 2010, s. 246). Skutečným systémem je např. Xsens, bezdrátový senzor upevněný v oblasti L5. Snímá pohyby trupu během statických i dynamických pohybů (Mancini et Horak, 2010, s. 247)

A koliv WIS jsou stále více dominantou biomechanických laboratoří, pokroky ve vývoji algoritmy, které automaticky, objektivně a kvantitativně vyhodnocují rovnováhu a mobilitu, umožní vyúřit v rámci neurologické rehabilitace. Zde se pomocí této technologie dá zkoumat funkční výkon a pokrok pacienta. Navíc zásluhou velmi uspokojivé úrovně přesnosti, pouřitelnosti a bezpečnosti roste o tuto technologii zájem, díky kterému dochází k neustálé optimalizaci pístroje (maximalizace výpočetní kapacity procesoru, zatímco dochází k minimalizaci velikosti elektronických součástek i celého zařízení) (Gandalolfi et al., 2018, s. 59-60; Mancini et Horak, 2010, s. 246-247).

1.5.5 Hodnocení posturálních funkcí pomocí komerčně dostupných technologií Nintendo® Wii Balance Board[®] (WBB)

Jedná se o finančně nenáročnou, přesnou silovou plošinu, která zlepšuje posturální kontrolu na základě videoher. Zajímavé je, že spolehlivost je podobná laboratorním silovým plošinám, její cena je několiknásobně nižší. Tato skutečnost podnítila zvýšený zájem výzkumu vyúřit WBB v terapii nebo jako pístroje hodnotící posturální funkce. Detekce pozice a rychlosti pohybu COP mají výbornou korelaci s laboratorními plošinami, a to p i různých aktivitách i v různých populacích. Při testování symetrického/ asymetrického rozložení váhy u pacientů po CMP byly podobné výsledky jako při pouřití laboratorních plošin. Donedávna byla velká nevýhoda v nedostupnosti softwaru, který by posturální funkce zhodnotil a malý vzorek testovaných subjektů, což ohrořovalo relevanci prozatím dosažených výsledků (Llorens et al., 2016, s. 229). Tento problém se snařili pěkonal Llorens et al. (2016, s. 228-232), kteří navrhli webový software umožňující lékařům, fyzioterapeutům, vdeckým pracovníkům atd. provádět posturografické hodnocení pomocí WBB. Výhoda softwaru je volná dostupnost veřejnosti a možnost sdělení výsledků. Ve své studii zkoumali platnost testování s posturografickými a klinickými testy. Platnost testu zjiřovali u zdravé populace (144) a u pacientů po CMP (53). U obou skupin bylo prokázáno, že systém WBB je spolehlivým nástrojem s porovnatelným výkonem jako u laboratorních silových plošin.

Navíc WBB se dá vyúřit nejen k testování, ale i k terapii posturálních funkcí. K terapii se pouřívá program Wii Fit. Jedná se o balanční trénink s vyúřitím technologie virtuální reality. Simuluje skutečné aktivity, umožní uje zvýšený intenzity tréninku a poskytuje zpětnou vazbu. Trénink pomocí WBB nepřináší výraznější zlepšení rovnovážných schopností oproti klasické terapii, nicméně může být vhodným doplňkem terapie, protože někteří pacienti vnímají klasickou terapii jako nudnou a klesá jejich potenciál (Barcala et al., 2013, s. 1031).

Microsoft Kinect™

Zatímco WBB a podobné zařízení jsou alternativou k silovým plošinám a mohou poskytovat informace o fungování posturální kontroly, nelze jimi přesně analyzovat například pohyby v kloubech. Tyto informace jsou běžně získávány pomocí systémů, které se skládají z více kamer a sledovacích markerů umístěných na křivce. Tato technologie je drahá a vyžaduje odborné znalosti pro správné provedení testování a interpretaci výsledků. Zmíněné nevýhody brání používání této technologie ve více klinických centrech a výzkumných laboratořích. Proto v poslední době roste počet studií, které zkoumají možnost využití přístroje Microsoft Kinect™. Kinect je nenákladný přístroj, který je přesný a nevyžaduje markery k určení anatomických orientačních bodů (Clark et al., 2012, s. 372).

Kinect obsahuje infračervené světlo a videokameru, která je schopná vytvořit 3D mapu prostoru před kamerou. Využívá náhodného algoritmu, který automaticky určí anatomické orientační body na těle, jako například střed kloubu. Pokud by opravdu došlo k přesnému určení anatomických bodů, mohlo by to usnadnit analýzu posturální kontroly a dalších parametrů používaných v klinickém prostředí (Clark et al., 2012, s. 372-373).

Studie Clark et al. (2012, s. 372-376) hodnotila na vzorku 20 subjektů platnost anatomických bodů získaných pomocí Kinectu v porovnání s 3D systémem hodnotícího kinematiku těla používaného v laboratořích. Zjistili, že Kinect poskytuje výborné údaje o anatomických bodech a jejich detekci při pohybu těla. Údaje z Kinectu byly srovnatelné s údaji získaných z laboratorního 3D systému. Výsledky ukázaly, že používání Kinectu má velký potenciál pro tvorbu screeningových programů zkoumajících posturální kontrolu, funkční výkonnost a možnost predikovat riziko pádu, a to pro široký rozsah pacientů s různými onemocněními.

2 DISKUZE

2.1 Testování pomocí TUG

TUG test byl původně vytvořený pro testování starší populace bez neurologického onemocnění, dnes je využíván u pacientů s CMP, Parkinsonovou chorobou, roztroušenou sklerózou atd. TUG je považován za jeden z nejspolehlivějších klinických testů pro predikci rizika pádu (Mancini a Horak, 2010, s. 241). Reliabilita (spolehlivost) testu se ve všech fázích CMP uvádí jako excelentní, a to jak v případě inter-rater reliability (vyjadřuje shodu testování více testujícími), tak i intra-rater reliability (vyjadřuje shodu opakovaného testování jedním testujícím) (Ng et Hui-Chan, 2005, s. 1643; Flansbjerg et al. s. 78-79; Johansen et al. 2016, s. 82-83). Výhodou testu je nejen predikce rizika pádu, ale je i dobrým měřítkem základních pohybových vlastností pacienta. Účinnosti jako je vstávání, chůze pár metrů, otáčení atd. jsou nezbytné základní schopnosti potřebné k tomu, aby pacienti dokázali doma fungovat bez pomoci (Hafsteinsdottir et al., 2014, s. 208). Zda lze TUG využít nejen pro predikci pádu, ale i jako nástroj detekující změny mobility během 1. roku po CMP zkoumala studie Persson et al. (2014, s. 1-7). 91 pacientů po CMP (věkový průměr 72,6 let) bylo testováno pomocí TUG první týden, dále 3., 6. a 12. měsíc po CMP. Výsledky studie ukázaly, že TUG je schopný detekovat změny v mobilitě, tudíž auto i doporučení využití TUG během rehabilitace, nejen jako test predikující pád.

TUG patří mezi 3 nejvíce využívané testy na klinikách, určené k predikci rizika pádu (single leg stance - 79,1 %, BBS - 45 % a TUG - 27,6 %) (Yoshimoto et al., 2016, 1911). Výhodou TUG oproti single leg stance testu je možnost testovat pacienta i v případě, kdy používá kompenzační pomůcku pro lokomoci. Navíc single leg stance hodnotí pouze statickou složku rovnováhy (Mancini a Horak, 2010, s. 242; Oliveira et al., 2008, s. 1218). Pro srovnání TUG s BBS, provedení a vyhodnocení TUG zabere mnohem méně času než BBS. Navíc hodnocení BBS pomocí měřícího zařízení zvyšuje riziko subjektivního ovlivnění testu testujícím (Mancini a Horak, 2010, s. 241).

Nevýhodou TUG testování je variabilita provedení testu (tempo testovaného, místo otáčky atd.), která může znamenat konečný výsledek. Při instruktáži testovaného v jakém tempu má test provést, někdy testující instruuje: šablonově, co nejrychleji, ale bezpečně, jiní šablonově v normálním, v pomalém tempu, případně testovaný žádné instrukce nedostane. Správnou instrukcí u klasického TUG je normální tempo, ve druhém případě se jedná o modifikaci testu tzv. rychlý TUG. V praxi často k odlišení těchto dvou typů TUG nedochází a oba testy jsou nepatřičně označeny a hodnoceny jako klasický TUG (Kamide et al., 2011,

s. 446). Další nejasností je místo otáčení pokud je označeno páskou, hranou dlaždice apod. Některé testování se otáčí na značce, jiní afixují. Doporučuje se proto pro testování používat kufel, eventuálně se u testovaných dobeš od páskou vytvořený obdélník, který vybere uje místo pro otáčku (Wall et al., 2010, s. 114). Ani parametry fidle, která je pro test používána, nejsou jednotné. Dle autorů testu by měla být fidle s područkami a výškou sedadla 45-47 cm. V praxi se však výška sedadla pohybuje mezi 40-50 cm, některé auto i ani tento údaj ve svých studiích nezmiují (Bohannon, 2006, s. 266-267). I přes výše zmíněné odlišnosti v testování, Bohannon (2006, s. 268-273) ve své meta-analýze 21 studií zjistil, že a koliv výsledky byly odlišné, nejednalo se o signifikantní rozdíly, které by testování statisticky ohrozilo. Nicméně meta-analýza se týkala studií, které testovaly starší populaci bez neurologického onemocnění. Zda dojde k ovlivnění výsledků u populace pacientů po CMP, zkoumali Hafsteinsdottir et al. (2014, s. 197-210). Ti ve svém systematickém přehledu zjistili další odlišnosti při testování, a to směr otáčky pacienta. Otáčení na parietickou stranu bylo rychlejší, než na zdravou stranu. Pokud se pacient otáčí na zdravou stranu, musí udělat více kroků, což prodlužuje čas. Ovšem ani tento systematický přehled neobjevil signifikantní rozdíly ve výsledcích. Hafsteinsdottir et al. (2014, s. 197-210) však upozorují na fakt, že je potřeba vytvořit standardizované protokoly, protože možných odlišností je spousta. Dodržení standardizovaných protokolů sníží subjektivní chybu testujícího, navíc zvýší spolehlivost TUG.

Studie Andersson et al. (2006, s. 186-191) zkoumala, zda se pomocí vybraných klinických testů (včetně TUG) dá určit, kteří pacienti jsou náchylní k pádu. Vzorek obsahoval 159 pacientů, kteří byli hospitalizováni na specializovaných ústředních jednotkách. Pacienti byli testováni v průměru 8. den po CMP. Poté byli 6 nebo 12 měsíců sledováni a identifikováni, zda spadli nebo naopak nespadli. TUG testu se mohlo 8. den po CMP zúčastnit pouze 105 pacientů. Ostatní pacienti nemohli být TUG testem zhodnoceni, protože nezvládli samostatnou chůzi bez pomoci další osoby. Studie zjistila, že výsledky TUG byly rozdílné mezi těmi, kteří spadli a těmi, kteří ne. Na základě výsledků auto i došlo k závěru, že TUG např. v kombinaci s BBS může poskytnout užitečné informace při multidisciplinární analýze rizika pádu u pacientů po CMP.

Studie od autorů Persson et al. (2011, s. 348-353) je další, která zkoumala, zda na základě výsledků TUG lze predikovat pád v prvním roce po CMP. 96 pacientů po CMP bylo testováno 1. týden, dále 3., 6. a 12. měsíc po CMP. Stejně jako u předchozí studie, byly výsledky TUG rozdílné u pacientů, kteří spadli a těmi, kteří ne. Navíc auto i podotýkají, že pokud pacienti nejsou schopni po prvním týdnu po CMP provést testy, při kterých je nutná samostatná chůze, tzn. i TUG, je u nich vysoké riziko pádu. Proto auto i doporučují, aby TUG

i další testy zahrnující chůzi byly primárními testy u pacientů v akutní fázi CMP hodnotící riziko pádu.

Studie Lim et al. (2018, s. 54-60) poukazuje na skutečnost, že výsledek testu je hodnocen jen na základě celkového času, a koliv se test skládá z 6 úloh, které vytváří komplex (1. vstávání, 2. chůze vpřed, 3. otočení o 180°, 4. chůze zpět, 5. otoká zády křídli, 6. posazování). Předpovídat riziko pádu jen na podkladě celkového času není podle autorů přesné. Vzorek studie se skládal z 30 pacientů v chronické fázi CMP, kteří byli pro testování vybaveni inerciálními senzory (přesnost času). Pacienti provedli celý test a na základě dat z inerciálních senzorů byly zjištěny chyby jednotlivých částí. Největší rozdíl mezi těmi pacienty, kteří měli předchozí zkušenost s pádem a kteří ne, byl vase otoký kolem kuflele. Studie zjistila, že pokud je čas v tomto úseku delší než 3,82 sekund, pravděpodobnost pádu je 2,3 x vyšší. Zajímavým zjištěním bylo, že signifikantní rozdíl mezi pacienty byl pouze při otokě kolem kuflele, nikoliv na konci testu, kdy se pacient opět otáčí. Autoři studie tuto skutečnost vysvětlují tím, že v průběhu testu dochází ke změně směru chůze. Pacienti, kteří měli zkušenost s pádem, kvůli pocitu nestability udělají při otokě více kroků, to prodlužuje čas. Na konci testu je otoká spojena s posazováním a při otáčení dochází zároveň k flexi trupu. Tento stav je pro pacienta mnohem stabilnější. Proto čas otoký na konci není tak významný, jako uprostřed. Nevýhodou této studie je potřeba inerciálních senzorů při testování, navíc teorie o nutnosti testování i jednotlivých úseků byla potvrzena zatím jen u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Pro prokázání teorie u pacientů po CMP jsou potřeba další studie.

Shumway-Cook et al. (2000, s. 896-903) ve své studii zkoumali, zda přidání dalšího úkolu (dual-task) zvyšuje predikci rizika pádu. Ve své studii testovali senzitivitu testu (vyjadřuje, s jakou úspěšností dokáže test zachytit přítomnost sledovaného stavu). Vzorek studie obsahoval 15 osob bez zkušenosti s pádem (věkový průměr 78 let) a 15 osob, které spadly 2x a více v posledním půl roce (věkový průměr 82,6 let). Všichni jedinci podstoupili 3 zkoušky o klasický TUG, cogTUG (kap. 1.4.2) a TUG s přidáním manuálním úkolem. Během testu s přidáním manuálním úkolem nese osoba kelímek s vodou. U obou skupin byl čas delší při dual-task testech v porovnání s časem samotného TUG. Nicméně autoři ve své studii zjistili, že senzitivita samotného TUG je dostatečná. Tudíž schopnost predikce pádu není zvýšená přidáním sekundárního úkolu. Studie Andersson et al. (2006, s. 189) potvrdila, že ani u pacientů po CMP není dual-task lepším nástrojem pro hodnocení predikce rizika pádu než klasický TUG. Přestože nedochází k zvýšené senzitivitě ani reliabilitě testu při dual-task TUG, Bloem et al. (2001, s. 191-202) ve své studii naopak dual-task doporučují. Při zpracování duálního úkolu u starší populace i neurologických pacientů lze zjistit, jaké

strategie používají pro řešení těchto úkolů. Předaný úkol umožňuje terapeutovi stanovit do jaké míry je udržení rovnováhy pod kognitivní kontrolou. Hodnotí priority pacienta, kterému kognitivnímu úkolu dávají přednost. Pokud je daný test prováděn u pacienta několikrát, může vředy pozměnit předaný úkol (např. se odečítá jiné číslo) snížit efekt řešení, a tím redukovat zkrácení výsledků.

Akoliv jsou vlastnosti TUG testu výborné (rychlý, jednoduchý, schopný predikovat pád, vysoká reliabilita atd.), měl by být vředy používán v kombinaci s jiným testem, nikdy ne jako jediný prediktivní test (Hafsteinsdottir, 2014, s. 207). S tím souhlasí i Horak (2006, s. 10). Uvádí, že klinické testy (včetně TUG) jsou příliš jednoduché na to, aby samotné mohly podat adekvátní informace, díky kterým by bylo možno predikovat pád přesně. Navíc zdrazňuje, že pro predikci pádu je nutné komplexní hodnocení provedené terapeutem. Nelze tedy hodnotit riziko jen na základě výsledku testu. Terapeut se musí při testování soustředít i na zvolené strategie testovaného.

2.2 Testování pomocí SOT

Jednou z mnoha komplikací pacientů po CMP je porušená senzorycká integrace i neadekvátní senzorycký reweighting. Tyto dvě složky posturální kontroly lze zhodnotit pomocí SOT. Testování nabízí smyslovou deprivaci. Hodnotí pozici COG a parametr Equilibrium Score (ES). ES je procentuální zhodnocení stability (čím vyšší hodnota, tím větší stabilita). Navíc díky testu lze identifikovat zvolenou pohybovou strategii při jednotlivých podmínkách. Výhodou SOT je objektivní hodnocení rovnovážných funkcí (Oliveira et al., 2008, s. 1222-1223). Reliabilitu testu v chronické fázi CMP hodnotila studie Chien et al. (2007, s. 374-380). Studie nezkoumala spolehlivost samotného SOT, ale soubor 3 používaných testů CDP. Ten obsahoval testy: SOT, Limits of Stability a The Rhythmic Weight-Shifting. Jejich studie ukázala exceletní spolehlivost všech 3 testů.

V následujících studiích budou jednotlivé dílčí testy SOT označeny jako SOT 1-6. Ve studii Bonan et al. (2004, s. 268-273) zkoumali možnost predikce na základě hodnoty ES. Vzorek obsahoval 40 pacientů v chronické fázi CMP (1 rok a více po vzniku CMP). Z toho bylo 20 pacientů s pravostrannou a 20 s levostrannou lézí. Autoři zjistili, že v situaci SOT 1-4 nebyly průměrné hodnoty pacientů odlišné od normativních hodnot. V těchto situacích mohli testovaní k dispozici vředy informace ze somatosenzoryckého a vestibulárního systému (SOT 1-3), popřípadě přesné informace z vizuálního a vestibulárního systému (SOT 4). Také během SOT 1-4 nedošlo u pacientů k pádu. Naopak v situacích SOT 5-6 byly průměrné hodnoty ES od normativních hodnot signifikantně nižší. Pokud se pacienti rozdělili na skupiny podle

strany léze, pacienti s pravostrannou lézí měli signifikantně nižší ES než normativní hodnoty, kdežto u pacientů s levostrannou lézí se o signifikantní rozdíl nejednalo. Během SOT 5-6 došlo u 19 pacientů alespoň k jednomu pádu. Studie ukázala, že 2/3 pacientů měli zjevné problémy během SOT 6, kde je nutné, aby se pacient spolehl jen na informace z vestibulárního systému. Z toho polovina pacientů měla problém kvůli nedostatku vestibulárnímu vstupu, a tudíž měli obtíže i v SOT 5. Druhá polovina pacientů měla vestibulární vstup v pořádku. Problémem těchto pacientů byl vestibulo-vizuální konflikt, kdy nedokázali odmítnout nepřesné vizuální informace. U pacientů v chronické fázi CMP vzniká nepřátelná adaptace, tito pacienti se přitom spoléhají na vizuální vstup, a to i v případě, kdy dochází ke zkresleným informacím.

Možnost predikce pádu na základě hodnot ES zkoumala také studie Oliveira et al. (2011, s. 2043-2048). Vzorek se skládal z 21 pacientů po CMP (1 měsíc až 1 rok po CMP) a 21 zdravých jedinců stejné věkové kategorie. Srovnatelné hodnoty s kontrolní skupinou měli pacienti pouze v SOT 1-2. Pacienti měli horší výsledky v podmínkách, kdy došlo k nepřesnému somatosenzorickému vstupu (SOT 4-6), anebo při nepřesných vizuálních informacích (SOT 3 a 6). Somatosenzorické informace byly schopny kompenzovat chybně vizuální složku pouze v méně obtížných situacích (SOT 2). Nebyly však dostatečně efektivní při senzorickém konfliktu v SOT 3. A koliv u pacientů nebylo zjištěno žádné poškození vizuálního i vestibulárního systému, nebyly tyto vstupy dostatečné k udržení rovnováhy. To naznačuje abnormální smyslovou integraci a nepřátelný výběr nejspolehlivější senzorické modality (senzorický reweighting). Dále autor uvádí, že se pacienti více spoléhají na somatosenzorický vstup než kontrolní skupina. A koliv byla propriocepce pacientů v pořádku, nebyl somatosenzorický vstup úžinný v případě vestibulo-vizuálního konfliktu. Neurologicky zdravý jedinec má multisenzorickou integraci v pořádku, tudíž například v případě vizuální deprivace neztrácí rovnováhu. Studie však potvrdila, že tato schopnost je u pacientů v rozmezí od 1 měsíce do 1 roku po CMP narušena. Integrace vestibulárních a vizuálních informací byla v porovnání s pacienty v chronickém stádiu (rok a více) nižší. Rozdíly mezi pacienty v odlišných fázích CMP jsou způsobeny různým stupněm kompenzace. Stejně jako Bonan et al. (2016, s. 268-273), autor této studie uvádí, že zotavení po CMP je dle dynamický. Postupem času dochází k neadekvátní závislosti na jednom senzorickém vstupu, ve většině případů se jedná o vizuální vstup.

Yazici et al. (2015, s. 345-353) vytvořili další studii, která zkoumala hodnotu ES u pacientů po CMP. Navíc studie zkoumala i parametr Strategy Analysis, který hodnotí zvolenou pohybovou strategii během jednotlivých podmínek SOT. Vzorek se skládal

z 19 pacientů po CMP a 16 zdravých jedinců stejné v kové kategorie. Jednalo se o velmi heterogenní skupinu pacientů, která zahrnovala pacienty v různých i pozdějších fázích CMP. Na rozdíl výše zmíněných studií, výsledky ukázaly u pacientů signifikantní nižší hodnoty ES ve všech podmínkách v porovnání se zdravými jedinci. Také hodnota Composite ES, která určuje vážený průměr ze všech 6 dílčích testů, byla u pacientů signifikantně nižší. Ve všech podmínkách byly také významně nižší hodnoty Strategy Analysis. Výsledky potvrdily, že pacienti vyvíjejí více kyčelní strategii než zdraví jedinci. Studie dále zkoumala, zda dojde u pacientů k zlepšení hodnot ES a Strategy Analysis po aplikaci kinezio tapu (KT). Pacienti byli tedy během studie hodnoceni 2x, jednou bez KT a jednou s KT. Testování s KT proběhlo 30 minut po aplikaci. KT byl aplikován tak, aby inhiboval přetížené mm. gastrocnemii, facilitoval dorziflektory hlezna a korigoval chodidlo pro podpoření everze. Pacienti byli náhodně rozděleni na 2 podskupiny. 1. podskupina byla testovaná poprvé bez KT a podruhé s KT, 2. podskupina v opačném pořadí. Po aplikaci KT došlo k významnému zlepšení ES v SOT 3, 4 a 6 nejen bez KT. Také došlo k zlepšení Composite ES. Hodnota Strategy Analysis po aplikaci byla významně vyšší v SOT 3, 4 a 6 nejen bez KT. Studie ukázala, že pokud mají pacienti zajištěný kvalitní somatosenzorický vstup díky aplikaci KT, jsou schopni více vyvíjet kotníkovou strategii. Výsledky také prokázaly, že s KT byli pacienti při nepřesných vizuálních informacích i při pohybu plošiny stabilnější (vyšší hodnota ES). Autoři studie vysvětlují, že zlepšená rovnováha s KT je díky správnému postavení nohy. Tím pádem se zvětší plocha chodidla, která je v kontaktu s podložkou a poskytuje lepší somatosenzorický vstup. Navíc správná poloha nohy může usnadnit aktivaci svalů v hlezenním kloubu. Limity této studie jsou ve zvoleném vzorku pacientů, tudíž nelze zhodnotit výsledky v jednotlivých stádiích CMP. Efekt KT na posturální funkce u pacientů po CMP zkoumaly i další studie, jako například lze uvést studii Rojhani-Shirazi et al. (2015, s. 2565-2571), protože zde byla aplikace KT obdobná jako v předchozí studii (inhibice mm. gastrocnemii, facilitace dorzálních flektorů hlezna, korekce postavení chodidla). Studie na vzorku 40 pacientů (20 pacientů s KT, 20 pacientů bez KT) po CMP potvrdila účinnost KT. Nicméně nesouhlasí, že by efekt KT byl okamžitý, jak tomu bylo ve studii Yazici et al. (2015, s. 345-353), ale až po 24 hodinách. Autoři uvádí, že v prvních 24 hodin se tělo KT přizpůsobuje. Vysvětlují, že KT se postupně natahuje, což postupně stimuluje proprioceptory a zvyšuje se tak množství informací vedoucí do CNS. Proto se postavení hlezenního kloubu zlepšuje, a tím i schopnost neuromuskulárního systému kontrolovat pohyby. Dochází ke změně svalové aktivity v blízkosti kloubu, což zlepšuje posturální kontrolu.

Závěr

U pacientů po CMP je riziko pádu velmi vysoké. A koliv rizikové faktory pro vznik CMP jsou obecně známé, bohužel zatím nebyly objeveny rizikové faktory, které by predikovaly zvýšené riziko pádu u pacienta. Jediným prokázaným faktorem je počet medikamentů, které riziko zvyšuje. Znalost těchto faktorů by umožnila lékařům i dalšímu personálu predikovat riziko již z odebrané anamnézy. O to více je důležité spolehlivé testování, které hodnotí posturální funkce pacienta. Jedním z takových testů je TUG. Jedná se o snadno a rychle proveditelný test, který je často využíván na klinikách. Nicméně je důležité vytvořit a dodržet standardy testování, protože variabilita provedení testu je vysoká. Výborným prediktorem rizika pádu je TUG již v akutní fázi po CMP. Bylo zjištěno, že pacienti, u kterých v průběhu průběhu a průběhu sledování došlo k pádu, měli v akutní fázi horší výsledky testu, na rozdíl od těch pacientů, u kterých k pádu nedošlo. Navíc lze určit zvýšené riziko pádu na základě toho, zda je pacient 7. až 10. den po CMP schopen provést test bez pomoci druhé osoby. Vlastnosti klasického TUG testu jsou dostatečně dobré, proto není potřeba používat modifikované verze. Určitým sporem však může být využití dual-task testu, jelikož schopnost predikce není zvýšená předaným úkolem. Na druhou stranu dual-task umožní terapeutovi sledovat využívané strategie pro udržení stability. Dále může určit, jak výrazně je u pacienta udržení rovnováhy pod kognitivní kontrolou. Výsledky diskuze ukazují, že TUG by měl být vždy testován spolu s dalším klinickým testem například BBS.

Testování SOT pomocí CDP umožní objektivní hodnocení. Bylo zjištěno, že při podmínce SOT 1 a 2 byla rovnováha u pacientů stejná jako u zdravé populace. V případě testování pacientů do jednoho roku od vzniku CMP, lze využít SOT na základě hodnoty ES již v podmínkách 3-6. Jelikož v této fázi dochází u pacientů k abnormální sensorické integraci a špatnému reweightingu. Naopak po roce a více od CMP, lze predikovat riziko pádu v podmínkách 5 a 6. V této fázi dochází k zlepšení sensorické integrace, ale u těchto pacientů vzniká vysoká závislost na vizuálních informacích. Při vestibulo-vizuálním konfliktu dochází k pádu, pokud není zajištěn dostatečně přesný somatosenzorický vstup. Diskuze dále potvrdila preferenci využívání kyčelní strategie u pacientů pro udržení rovnováhy. Správně aplikovaný KT může u pacientů zvýšit využívání kotníkové strategie.

Závěrem je potřeba znovu připomenout, že predikce rizika pádu je komplexní proces, který se nezakládá jen na konečných výsledcích testů. Testování je doplnkem celého procesu. Primárně je potřeba, aby terapeut pečlivě hodnotil způsob a kvalitu provedení úkolu, avšak také zkoumal využívané pohybové strategie apod.

Referen ní seznam

AL-JAWAD, A., ADAME, M. R., ROMANOVAS, M., HOBERT, M. et al. 2012. Using multi-dimensional dynamic time warping for TUG test instrumentation with inertial sensors. In: *2012 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)* [online]. 212-218 [cit. 2019-04-16]. ISBN 978-1-4673-2512-7. Dostupné z: doi: 10.1109/MFI.2012.6343011.

ALENAZI, A., M., ALSHEHRI, M., M., ALOTHMAN, S., RUCKER, J., DUNNING, K., SILVA, L., J., KLUDING, P., M. 2018. Functional Reach, Depression Scores, and Number of Medications Are Associated With Number of Medications Are Associated With Number of Falls in People With Chronic Stroke. *PM* [online]. 10(8), 806-816 [cit.2018-10-22]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmrj.2017.12.005.

ANDERSSON, A., KAMWENDO, K., SEIGER, A., APPELROS, P. 2006. HOW TO IDENTIFY POTENTIAL FALLERS IN A STROKE UNIT: VALIDITY INDEXES OF 4 TEST METHODS. *Journal of Rehabilitation Medicine*[online]. 38(3), 186-191 [cit. 2019-04-14]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.1080/16501970500478023.

BATCHELOR, F. A., MACKINTOSH S. F., SAID C. M., HILL, K. D., 2012. Falls after stroke. *International Journal Of Stroke: Official Journal Of The International Stroke Society* [online], 7(6), 482-90 [cit.2018-12-02]. ISSN 17474949. Dostupné z doi: 10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x.

BARCALA, L., Collange, L. A., GRECCO, F., COLELLA, P. et al. 2013. Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 25(8), 1027-1032 [cit. 2019-04-15]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi: 10.1589/jpts.25.1027.

BEAUCHET, O., ANNWEILER, C., ASSAK, F. et al. 2010. Imagined Timed Up & Go test: A new tool to assess higher-level gait and balance disorders in older adults?. *Journal of the Neurological Science s*[online], 294(1), 102-106 [cit.2018-12-20]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jns.2010.03.021.

BIZOVSKÁ L., JANURA M., MÍKOVÁ M., SVOBODA Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení* (1. vyd.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci ó Fakulta t lesné kultury. ISBN 978-80-244-5259-3.

- BLOEM, B. R., VALKENBURG, V. V., SLABBEKOORN, WILLEMSSEN, M. D. 2001. The Multiple Tasks Test. *Gait & Posture* [online]. 14(3), 191-202 [cit. 2019-04-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/S0966-6362(01)00141-2.
- BLUM, L., KORNER-BITENSKY, N. 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy* [online]. 88(5), 559-566 [cit.2018-11-28]. ISSN 15386724. Dostupné z doi: 10.2522/ptj.20070205.
- BOHANNON, R. W. 2006. Reference Values for the Timed Up and Go Test. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 29(2), 64-68 [cit.2019-04-15]. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi: 10.1519/00139143-200608000-00004.
- BONAN, I. V, COLLE, F. M., GUICHARD, J. P., VICAUT, E., EISENFISZ, M., HUY, P. T., YELNIK, A. P. 2004. Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*[online]. 85(2), 268-273 [cit.2019-0-14]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2003.06.017.
- BREISINGER, T. P., SKIDMORE, E. R., NIYONKURU, Ch., TERHORST, L., CAMPBELL, G. B. 2014. The Stroke Assessment of Fall Risk (SAFR): Predictive validity in inpatient stroke rehabilitation. *Clinical Rehabilitation*. 28(12), 1218-1224. ISSN 02692155. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215514534276.
- CARDON-VERBECQ, Ch., LOUSTAU M., GUITARD E., BONDUELLE M., DELAHAYE E., KOSKAS P., RAYNAUD-SIMON, A. 2017. Predicting falls with the cognitive timed up-and-go dual task in frail older patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 60(2), 83-86 [cit.2019-04-02]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi 10.1016/j.rehab.2016.07.003.
- CLARK, R. A., PUA, Y-H., FORTIN, K., RITCHIE, C., WEBSTER, K. E., DENEHY, L., BRYANT, A. L. 2012. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture* [online]. 36(3), 372-377 [cit.2019-04-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.033.
- FABER, M. J., BOSSCHER, R. J., 2006. Clinimetric Properties of the Performance-Oriented Mobility Assessment. *Physical Therapy* [online], 86(7), 944-954 [cit.2018-12-20]. ISSN 00319023.

FLANSBJER, U-B., LEXELL, J., HOLMBÄCK A. M., DOWNHAM ,D., PATTEN, C. 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 37(2), 75-82 [cit.2019-04-15]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.1080/16501970410017215.

FOSTER, E. J., BARLAS, R. S., WOOD, A. D. et al. 2017. A History of Falls is Associated with a Significant Increase in Acute Mortality in Women after Stroke. *Journal of Clinical Neurology* [online]. 13(4), 411-421 [cit.2019-05-04]. ISSN 1738-6586. Dostupné z: doi: 10.3988/jcn.2017.13.4.411.

GANDOLFI, M., GEROIN, Ch., PICELLI, A., SMANIA, N., BARTOLO, M. 2018. Assessment of Balance Disorders. In: SANDRINY, G. et al. *Advanced technologies for the rehabilitation of gait and balance disorders*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2018. ISBN 978-3-319-72735-6.

GEIGER, M., BONNYAUD, C., BUSSEL, B., ROCHE, N. 2018. Assessing of imagined and real expanded Timed Up and Go tests in patients with chronic stroke: A case-control study. *Journal Of Rehabilitation Medicine* [online], 50(5), 413-419 [cit.2018-10-25]. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-2315. ISSN 16512081.

GILLEN, G., 2016. *Stroke rehabilitation: a function-based approach*. (4. vyd). St. Louis, Missouri: Elsevier. ISBN 978-0-323-17281-3.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., RENSINK, M., SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for Patients With Stroke: A Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 21(3), 197-210 [cit. 2019-04-15]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi: 10.1310/tsr2103-197.

HAKIM, R., LAUREN, D., JAWORSKI, K. et al. 2012. A computerized dynamic posturography (CDP) program to reduce fall risk in a community dwelling older adult with chronic stroke: A case report. *Physiotherapy Theory* [online], 28(3), 169-177 [cit. 2018-12-02]. Dostupné z doi: 10.3109/09593985.2011.577887. ISSN 09593985.

HERZIG, R., VLACHOVÁ I. 2007. Cévní onemocnění mozku a míchy. In: KAŇOVSKÝ, P., HERZIG, R. a kolektiv. *Speciální neurologie* (1. vyd.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci a Lékařská fakulta. ISBN 978-80-244-1664-9.

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* [online], 35(2), 7-11 [cit.2018-12-28]. ISSN 00020729.

CHIEN, CH.-W., HU, M.-H., TANG, P.-T., SHEU CH.-F., HSIEH, CH.-L. 2007. A Comparison of Psychometric Properties of the Smart Balance Master System and the Postural Assessment Scale for Stroke in People Who Have Had Mild Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(3), 374-380 [cit.2019-04-14]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2006.11.019.

JOHANSEN, L., DERBY S. K. R., SCHJØTT, C. S., MADSEN, J., VINTHER, A., BRUCKI, S. 2016. Absolute and Relative Reliability of the Timed -Up & Goø Test and -30second Chair-Standø Test in Hospitalised Patients with Stroke. *PLOS ONE* [online]. 11(10), 1-14 [cit.2019-04-15]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0165663

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková p řihoda v medicínské praxi*. Praha: Triton. ISBN 978680-7387-107-9.

KAMIDE, N., TAKAHASHI, K., SHIBA, Y. 2011. Reference values for the Timed Up and Go test in healthy Japanese elderly people: Determination using the methodology of meta-analysis. *Geriatrics & Gerontology International* [online]. 11(4), 445-451 [cit. 2019-04-15]. ISSN 14441586. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1447-0594.2011.00704.x

KASNER, S., E., SACCO, R. L., BRODERICK, J., P. et al. 2013. An Updated Definition of Stroke for the 21st Century: A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* [online], 44(7), 2064-2089 [cit. 2018-05-10]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: 10.1161/STR.0b013e318296aeca.

KOLÁ , P. 2009. Vy-et ení posturálních funkcí. In: KOLÁ , P. et al.. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁ OVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. Po íta ová a robotická technologie v klinické rehabilitaci. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN: 978-80-244-4266-2.

- LIM, J. Y., JUNG, S. H. et al. 2012. Original research: Incidence and Risk Factors of Poststroke Falls After Discharge From Inpatient Rehabilitation. *PM* [online], 4(12), 945-953 [cit. 2018-12-03]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmrj.2012.07.005. ISSN 19341482.
- LIM, S.-Y., LEE, B.-J., LEE, W.-L. 2018. Receiver operating characteristic curve analysis of the timed up and go test as a predictive tool for fall risk in persons with stroke: a retrospective study. *Physical Therapy Rehabilitation Science* [online]. 7(2), 54-60 [cit. 2019-04-14]. ISSN 2287-7576. Dostupné z: doi: 10.14474/ptrs.2018.7.2.54.
- LLORENS, R., LATORRE, J., NOÉ, E., KESHNER, E. A. 2016. Posturography using the Wii Balance Board. *Gait & Posture* [online]. 43, 228-232 [cit. 2019-04-13]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.002.
- 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), 239-248.
- MOORE, M., BARKER, K. 2017. The validity and reliability of the four square step test in different adult populations: a systematic review. *Systematic Reviews* [online], 6(1), 1-9 [cit. 2018-10-23]. Dostupné z: doi: 10.1186/s13643-017-0577-5. ISSN 20464053.
- NARDONE, A., TURCATO, A. M. 2018. An Overview of the Physiology and Pathophysiology of Postural Control. In: SANDRINI, G. et al. *Advanced technologies for the rehabilitation of gait and balance disorders*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2018. ISBN 978-3-319-72735-6.
- NG, S. S., HUI-CHAN, Ch. W. 2005. The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 86(8), 1641-1647 [cit. 2019-04-15]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2005.01.011.
- NYSTRÖM, A., HELLSTRÖM, K. 2013. Fall risk six weeks from onset of stroke and the ability of the Prediction of Falls in Rehabilitation Settings Tool and motor function to predict falls. *Clinical Rehabilitation*. 27(5), 473-479. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215512464703. ISSN 02692155.
- OLIVEIRA, C. B., MEDEIROS, I. T., FROTA, N. A., GRETERS, M. N., CONFORTO, A. B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *The*

Journal of Rehabilitation Research and Development [online]. 45(8), 239-248 [cit. 2019-04-01]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2007.09.0150.

OLIVEIRA, C. B., MEDEIROS, I. R. T., GRETERS, M. G., FROTA, N. A. F., LUCATO, L. T., SCAFF, M., CONFORTO, A. B. 2011 Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. *Clinics* [online], 66(12), 2043-2048 [cit. 2019-04-15]. ISSN 1807-5932. Dostupné z: doi: 10.1590/S1807-59322011001200008.

PERENNOU, D. A., MAZIBRADA, G., CHAUVINEAU, V., GREENWOOD, R., ROTHWELL, J., GRETTY, M. A., BRONSTEIN, A. M. 2008. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship?. *Brain* [online]. 131(9), 2401-2413 [cit. 2019-04-12]. ISSN 0006-8950. Dostupné z: doi: 10.1093/brain/awn170.

PERSOON, C. U., HANSSON, P. O., SUNNERHAGEN, K. S. 2011. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: Postural stroke study in Gothenburg (POSTGOT). *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 43(4), 348-353 [cit.2019-04-16]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-0677.

PERSOON C. U., DANIELSSON, A., SUNNERHAGEN, K. S., GRIMBY-EKMAN A., HANSSON, P.-O. 2014. Timed Up & Go as a measure for longitudinal change in mobility after stroke ó Postural Stroke Study in Gothenburg (POSTGOT). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1) [cit. 2019-04-14]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-11-83.

ROJHANI-SHIRAZI, Z., AMIRIAN, S., MEFTAHI, N. 2015 Effects of Ankle Kinesio Taping on Postural Control in Stroke Patients. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 24(11), 2565-2571 [cit.2019-04-19]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.07.008.

ROOS, M., A., REISMAN, D., S., HICKS, G., H. et al. 2016. Development of the Modified Four Square Step Test and its reliability and validity in people with stroke. *Journal of Rehabilitation Research* [online], 53(3), 403-412 [cit.2018-10-22]. ISSN 07487711.

SCHMID, A. A., YAGGI, H. K., BURRUS, N. et al. 2013 Circumstances and consequences of falls among people with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Research and*

Development [online]. 50(9), 1277-1286 [cit. 2019-01-09]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2012.11.0215.

SHUMWAY-COOK, A., BRAUER, S., WOOLLCOTT, M. 2000. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults using the Timed Up and Go Test. *Physical Therapy*. [online]. 80(9), 896-903 [cit. 2019-04-14]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.1093/ptj/80.9.896.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice* (4. vyd.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-60831-018-0.

SPRINGHETTI, I., VILLANI, CH. 2018. Balance Rehabilitation Using Computerized Dynamic Posturographic Platforms. In: SANDRINY, G. et al. *Advanced technologies for the rehabilitation of gait and balance disorders*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2018. ISBN 978-3-319-72735-6.

ÜNAL, A., ALTUG, F., KAVLAK, E., CAVLAK U. 2015. Comparison of balance in hemiparetic patients with right and left hemispheric lesion. *International Journal of Therapeutic Application* [online]. 27, 1-7 [cit. 2019-04-15]. ISSN 2320-138X.

VA EKA, I., VA EKOVA, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

WALSH, M., E., HORGAN, N., F., WALSH, C., D., GALVIN, R. 2016. Systematic review of risk prediction models for falls after stroke. *Journal of Epidemiology and Community Health*. 70, 513-519. Dostupné z: doi: 10.1136/jech-2015-206475.

WEI, T. S., LIU, P. T., CHANG, L. W., LIU, S. Y. 2017. Gait asymmetry, ankle spasticity, and depression as independent predictors of falls in ambulatory stroke patients. *Plos One* [online]. 12(5), 1-14 [cit.2018-11-22]. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0177136. ISSN 19326203.

WEERDESTeyN, V., NIET, M., Duijnhoven, H. J. R., GEURTS, A. C. H. 2008. Falls in individuals with stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8), 1195-1214 [cit. 2019-04-15]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2007.09.0145.

WONG, C., CHIHURI, S., LI, G. 2016. Risk of fall-related injury in people with lower limb amputations: A prospective cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 48(1), 80-85 [cit. 2019-04-15]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-2042.

YANG, F., ZHAO, J., XU, H., 2017. Characteristics of hemorrhagic stroke following spine and joint surgeries. *BioMed Research International* [online]. Article ID 5390839, 1-5, [cit. 2018-05-09]. Dostupné z: doi: 10.1155/2017/5390839.

YAZICI, G., GUCLU-GUNDUZ, A., BAYRAKTAR, D., AKSOY, S. et al. 2015. Does correcting position and increasing sensorial input of the foot and ankle with Kinesio Taping improve balance in stroke patients?. *NeuroRehabilitation* [online]. 36(3), 345-353 [cit. 2019-04-15]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi: 10.3233/NRE-151223.

YOSHIMOTO, Y., OYAMA, Y., TANAKA, M., SAKAMOTO, A. 2016. One-Leg Standing Time of the Affected Side Moderately Predicts for Postdischarge Falls in Community Stroke Patients. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online], 25(8), 1907-1913 [cit. 2018-10-26]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.03.032. ISSN 10523057.

Seznam zkratek

- ABC scale - activity specific balance confidence scale
- ADL ó activity of daily living
- ADT ó Adaption Test
- BBS ó Berg Balance Scale
- CDP ó počíta ová dynamická posturografie
- CMP ó cévní mozková p řhoda
- CNS ó centrální nervový systém
- COM ó těžiště těla
- COG ó vertikální projekce těžiště těla do op řrné báze
- COP ó silový vektor v eech působících sil
- DK ó dolní kon etina
- DKK ó dolní kon etiny
- ETUG ó Expanded Timed Up and Go
- ES ó Equilibrium Score
- FSST ó Four Square Step test
- KT ó kinezio tape
- mFSST ó modifikovaný Four Square Step test
- m. ó musculus
- MCT ó Motor Control Test
- POMA ó Performance Oriented Mobility Assessment
- ROM ó rozsah pohybu (range of movement)
- SOT ó Sensory organization test
- TUG ó Timed Up and GO
- WBB ó Wii Balance Board
- WHO ó World Health Organization
- WIS ó wearable inertial sensors (nositelné inerciální sensory)

Seznam obrázk

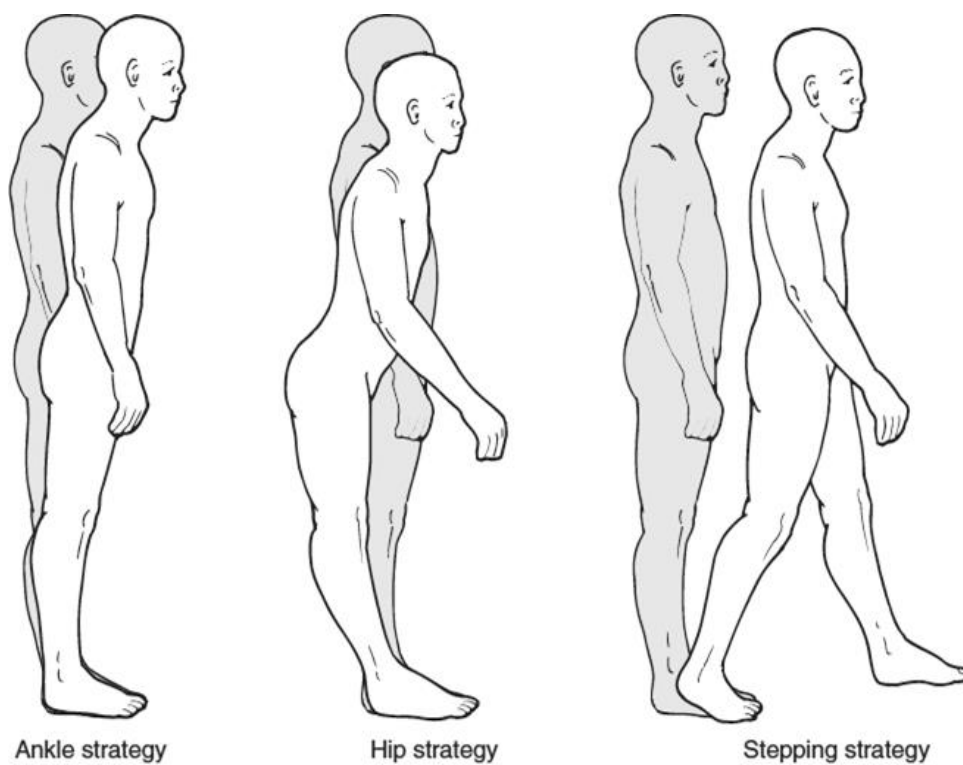
Obrázek 1 Složky posturální kontroly (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217).....	12
Obrázek 2 Normální a omezené limity rovnováhy (Horak, 2006, s. 9).....	13
Obrázek 3 Interakce mezi rizikovými faktory, pády a okolnostmi pádu (upraveno dle Weerdestey et al., 2008, s. 1199).....	20

Seznam p íloh

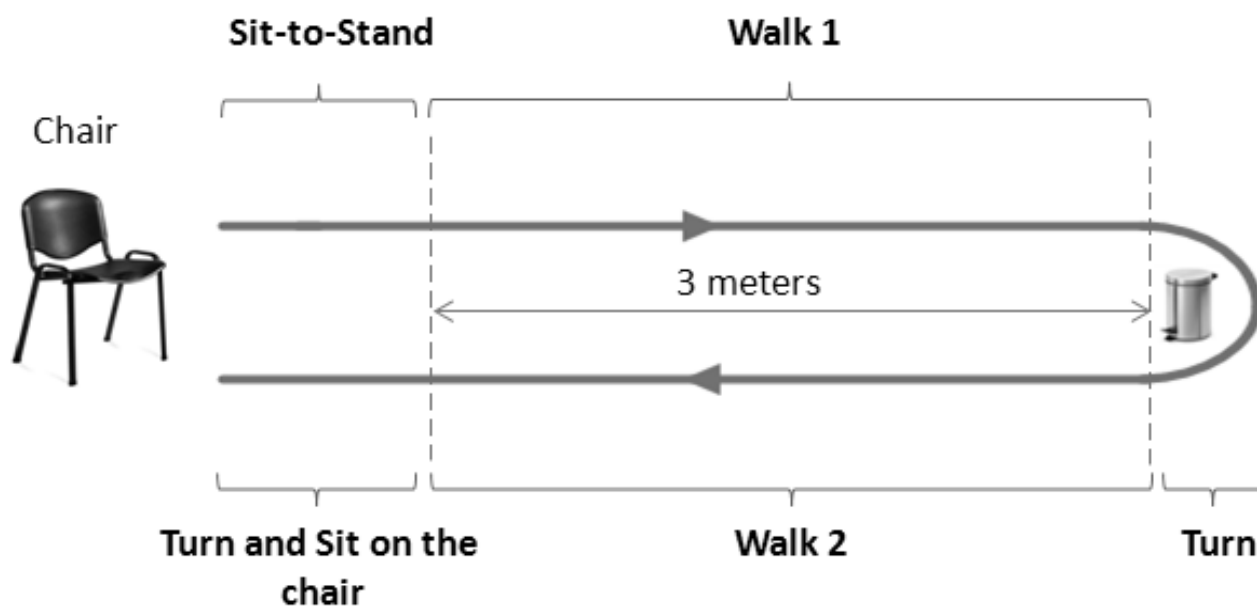
P íloha 1 Pohybové strategie (Shumway-Cook and Wollacott, 2012, s. 172).....	50
P íloha 2 Schéma testu TUG (Al-Jawad, 2012, s. 213).....	51
P íloha 3 znázorn ní testu FSST a m.FSST (Ross et al., 2016, s. 404).....	52
P íloha 4 Sensory Organization Test (Springhetti a Villani, 2018, s. 106).....	53

P ílohy

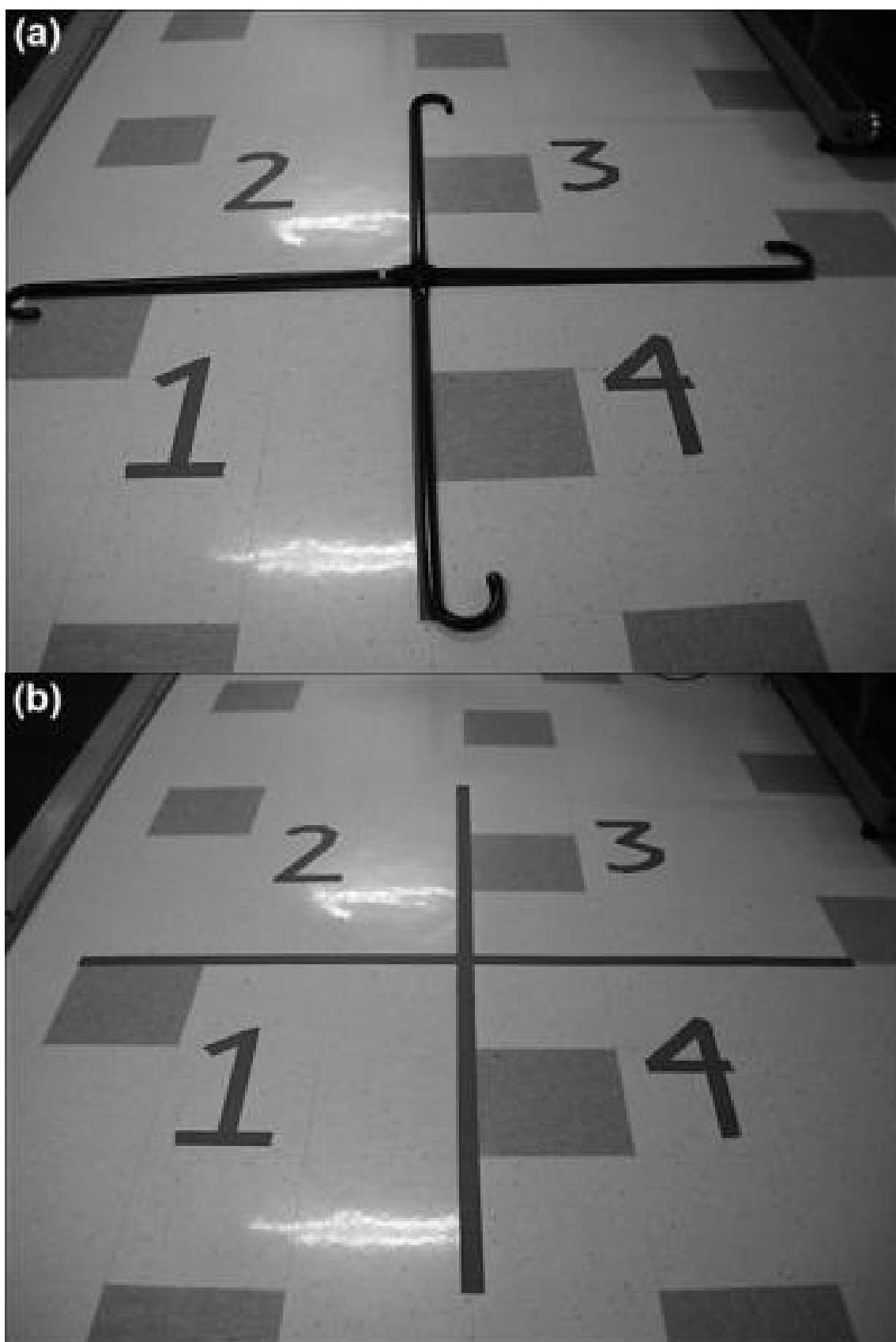
P íloha 1 Pohybové strategie (Shumway-Cook and Wollacott, 2012, s. 172)



P íloha 2 Schéma testu TUG (Al-Jawad, 2012, s. 213)



P íloha 3 znázorn ní testu FSST a m.FSST (Ross et al., 2016, s. 404)



P íloha 4 Sensory Organization Test (Springhetti a Villani, 2018, s. 106)

