

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Lucie Komrzá

Virtuální realita v terapii vertiga

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a využila pouze uvedených bibliografických a elektronických zdrojů.

Olomouc 15. května 2015

.....

podpis

Ráda bych touto cestou poděkovala především Mgr. Lucii Szmekové za značnou pomoc při realizaci experimentu, cenné rady, trpělivost a odborné vedení při tvorbě diplomové práce. Dále děkuji všem probandům, kteří se tohoto experimentu zúčastnili, za jejich pozitivní a vstřícný přístup. Poděkování patří také Mgr. Janě Zapletalové, Dr. za statistické zpracování dat a kolektivu fyzioterapeutů Městské nemocnice v Litoměřicích za poskytnutí cenných informací a podporu. V neposlední řadě děkuji své rodině a blízkým za psychickou podporu a všestrannou pomoc.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Balance rehabilitation jako součást terapie vertiga

Název práce: Virtuální realita v terapii vertiga

Název práce v AJ: Virtual Reality in Vertigo Therapy

Datum zadání: 2014-31-01

Datum odevzdání: 2015-15-05

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Lucie Komrzá

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph. D.

Abstrakt v ČJ: Cílem teoretické části této diplomové práce bylo rešeršní zpracování problematiky řízení a poruch rovnováhy. Z velké části je tato pasáž věnována především onemocněním vestibulárního aparátu. Součástí této části je pohled do diagnostiky a klasifikace poruch rovnováhy a shrnutí metod a principů vestibulární rehabilitace. Cílem praktické části diplomové práce bylo zhodnotit vliv tréninku chůze na běžícím pásu Zebris FMD-T s využitím virtuální reality na statickou a dynamickou posturální stabilitu a subjektivní vnímání závratí u pacientů s chronickým vestibulárním syndromem. Dále bylo cílem porovnat získané poznatky s ostatními studii. Hodnocení terapie bylo provedeno pomocí standardizovaného dotazníku, klinických testů a vyšetření stoje a chůze na přístroji Zebris FMD-T. Výsledky našeho experimentu naznačují pozitivní vliv terapie chůze s využitím virtuální reality u pacientů s chronickým periferním vestibulárním syndromem. Bylo prokázáno signifikantní zlepšení výsledků klinických testů, které hodnotí funkční schopnosti, rovnováhu a riziko pádů. Také došlo k signifikantnímu zlepšení výsledků dotazníku, hodnotícího subjektivního vnímání závratí pacientem. Při vyšetření stoje se zavřenýma očima došlo k signifikantnímu snížení průměrné rychlosti a délky výchylek COP. Při vyšetření chůze bylo prokázáno signifikantní zvýšení rychlosti chůze, kadence a délky dvojkroku. Tyto výsledky v porovnání s dalšími studii naznačují zlepšení statické a dynamické posturální stability, snížení rizika pádů a zlepšení subjektivního pohledu pacientů na jejich obtíže.

Abstrakt v AJ: The goal of the theoretical part of this thesis was to compile available information about balance, its control and disorders. Most of the theoretical volume is focused on diseases of the vestibular apparatus. This part also includes diagnostic options, classification of balance disorders and summary of various methods and approaches of vestibular rehabilitation. Experimental part of the thesis investigates whether treadmill gait training accompanied with virtual reality affects static and dynamic postural stability and subjective perception of vertigo in patients with chronic vestibular syndrome. The results were compared with other studies. Therapy was evaluated with standardised questionnaire, clinical tests and stance and gait analyses by treadmill Zebris FMD-T. Our results suggest that gait therapy with virtual reality has positive influence on peripheral chronic vestibular syndrome treatment. There was a significant improvement in clinical testing evaluating functional abilities, balance and risk of falls. There was also significant improvement of questionnaire results, which assesses subjective perception of vertigo. Stance analyses with closed eyes showed significant reduction of COP average velocity and COP path length. Gait analyses proved significant increase in gait velocity, cadence and stride length. Those results, in agreement with other studies, indicates better static and dynamic postural stability, decreasing risk of falls and alleviation in subjective perception of balance problems.

Klíčová slova v ČJ: virtuální realita, vestibulární rehabilitace, chůze, běžecký pás, překážka, vestibulární závrať, posturální stabilita, závrativé stavy, poruchy rovnováhy

Klíčová slova v AJ: virtual reality, vestibular rehabilitation, gait, treadmill, obstacle, vertigo, postural stability, dizziness, balance disorders

Rozsah: 84/4

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
1.1 Postura a posturální kontrola	10
1.2 Posturální stabilita a rovnovážné schopnosti.....	10
1.2.1 Posturální stabilita	10
1.2.2 Rovnovážné schopnosti	10
1.3 Řízení rovnováhy.....	11
1.4 Mechanismy zajištění posturální stability	11
1.4.1 Posturální strategie	12
1.5 Posturální stabilita a stárnutí	13
1.6 Posturální stabilita při chůzi	13
1.7 Anatomie a fyziologie vestibulárního systému	14
1.7.1 Vestibulární dráhy	15
1.7.2 Spojení vestibulárního systému se strukturami CNS	16
1.8 Poruchy rovnováhy.....	17
1.9 Diagnostika poruch rovnováhy.....	19
1.10 Poruchy rovnováhy vestibulárního původu.....	20
1.10.1 Vertigo.....	20
1.10.2 Objektivní příznaky vestibulární poruchy	20
1.10.2.1 Nystagmus.....	20
1.10.2.2 Tonické úchylky.....	21
1.10.2.3 Vestibulární ataxie.....	21
1.10.3 Periferní vestibulární syndrom	21
1.10.4 Centrální vestibulární syndrom	22
1.11 Vyšetření pacienta s vestibulární poruchou.....	22
1.12 Mechanismy úpravy vestibulárních poruch.....	24
1.13 Terapie vestibulárních poruch	26
1.13.1 Rehabilitace vestibulárních poruch	26
1.13.1.1 Využití přístrojů založených na simulaci	30
2 CÍLE A HYPOTÉZY	33
2.1 Vědecké otázky a hypotézy	33
3 METODIKA VÝZKUMU	35
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	35
3.1.1 Kritéria zařazení do studie.....	35
3.2 Vlastní měření	35
3.3 Průběh terapie na přístroji Zebris FMD-T.....	38

3.4	Statistické zpracování dat	39
4	VÝSLEDKY	40
4.1	Výsledky vědecké otázky č. 1	40
4.1.1	Testování hypotézy H_01 a H_{A1}	40
4.1.2	Testování hypotézy H_02 a H_{A2}	41
4.2	Výsledky vědecké otázky č. 2	43
4.2.1	Testování hypotézy H_03 a H_{A3}	43
4.2.2	Testování hypotézy H_04 a H_{A4}	45
4.2.3	Testování hypotézy H_05 a H_{A5}	46
4.3	Výsledky vědecké otázky č. 3	47
4.3.1	Testování hypotézy H_06 a H_{A6}	47
4.3.2	Testování hypotézy H_07 a H_{A7}	48
4.4	Výsledky vědecké otázky č. 4	49
4.4.1	Testování hypotézy H_08 a H_{A8}	49
5	DISKUZE	51
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	52
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	54
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	55
5.4	Diskuze k vědecké otázce č. 4	57
5.5	Limity studie	59
5.6	Význam pro praxi	61
	ZÁVĚR	62
	REFERENČNÍ SEZNAM	63
	SEZNAM ZKRATEK	75
	SEZNAM OBRÁZKŮ	76
	SEZNAM TABULEK	77
	SEZNAM PŘÍLOH	78
	PŘÍLOHY	79

ÚVOD

Poruchy rovnováhy jsou složitým mezioborovým tématem. Během života se s nimi setká téměř každý člověk a jsou udávány jako druhý nečastější důvod návštěvy lékaře (Novotný, Kostřica, 2007, s. 483; Valkovič, 2008, s. 30).

Rovnováha je zajišťována souhrou vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému. Jedná se tedy o multisenzoricky řízený komplexní děj. Proto je mnohdy velmi obtížné etiologii poruch rovnováhy objasnit. Dominujícím příznakem je pocit závratí, nejistoty v prostoru (Vrabec, 2000, ss. 7-10).

Při postižení vestibulárního systému je základním symptomem vestibulární závrať neboli vertigo (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 14). Vertigo je charakterizováno jako subjektivní nepříjemný pocit prostorové desorientace. Tento stav je asociován se subjektivním pocitem rotačního pohybu (Jeřábek, 2009, s. 19).

Vestibulární systém hraje významnou roli při orientaci v prostoru a subjektivním vnímání pohybu (Hahn, 2004, s. 17). Jakákoliv vestibulární porucha, doprovázená vertigem, je velmi stresujícím stavem, který může člověka výrazně omezovat v běžných denních činnostech. Při dlouhodobém trvání má velký vliv na psychický stav člověka a omezuje celkovou kvalitu jeho života (Lejska, 1998, s. 213).

Nezastupitelnou roli v komplexní terapii vestibulárních poruch hraje rehabilitace. Jejím cílem je odstranit či minimalizovat obtíže a navrátit pacienta co nejdříve do běžného života. Správně cílená rehabilitace pomáhá urychlit nástup mechanismů úpravy vestibulárních poruch (Lejska, 1998, s. 218).

Teoretická část této diplomové práce se zabývá tématem řízení a poruch rovnováhy, zvláště se věnuje poruchám rovnováhy vestibulárního původu. Součástí teoretické části je úvod do diagnostiky a klasifikace poruch rovnováhy s důrazem na postižení vestibulárního systému a shrnutí metod a principů vestibulární rehabilitace.

Praktická část hodnotí vliv tréninku dynamické rovnováhy při chůzi na běžícím pásu s využitím virtuální reality u pacientů s chronickou periferní vestibulární poruchou na statickou a dynamickou posturální stabilitu a také na subjektivní vnímání závratí pacientem. Jako vyšetřovací metody pro posouzení efektu terapie byly zvoleny klinické testy - Time Up And Go Test, Bergova balanční škála, standardizovaný dotazník Dizziness Handicap Inventory a vyšetření parametrů posturální kontroly ve stoji a při chůzi na běžícím pásu s integrovanou silovou plošinou.

Rešerše odborných článků probíhala od února 2014 do května 2015. Při vyhledávání byly použity databáze EBSCO, Proquest, PubMed, Google Scholar a ScienceDirect. Byla použita následující klíčová slova a jejich kombinace: virtual reality, dizziness, gait, vestibular rehabilitation, balance rehabilitation, vertigo therapy, vestibular system, vestibular disfunction, balance, postural control, postural stability, center of pressure, vestibular disorders, vertigo, závrať. Z vyhledaných zdrojů bylo do diplomové práce použito 55 odborných článků ve fulltextech v anglickém jazyce a 5 článků v českém jazyce. Největší podíl primárních publikací byl dohledán cíleně ze sekundárních zdrojů. Ostatní použité zdroje byly v tištěné formě.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Postura a posturální kontrola

Postura je aktivní držení tělních segmentů proti působení zevních sil, z nichž je za běžných okolností nejvíce dominantní síla tíhová (Vařeka, 2002, s. 116).

Atituda je aktivní záměrné nastavení postury tak, aby bylo možné provést zamýšlený pohyb (Véle, 1995, s. 10).

Posturální kontrola zahrnuje každý úkon, při němž člověk udržuje, dosahuje či obnovuje rovnováhu v prostoru za účelem stability a orientace. Základem pro adaptivní a anticipační aspekty posturální kontroly jsou vyšší kognitivní procesy. Pro efektivní posturální kontrolu je také nezbytná integrace sensorických informací a jejich kontinuální adaptace na měnící se podmínky prostředí (Palmieri et al., 2002, p. 52; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 162, 165).

1.2 Posturální stabilita a rovnovážné schopnosti

1.2.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je výsledkem posturální kontroly. Jedná se o schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a reakce na změny vnitřních a vnějších sil, aby nedošlo k neřízenému pádu (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 162-164). Zajišťuje udržování a kontrolu těžiště ve vztahu k opěrné bázi. Je přímo úměrná velikosti opěrné báze. Jejím rozšiřováním se posturální stabilita zvyšuje. Zlepšuje se také s přilnavostí nohy k terénu. Proto je největší stability dosaženo při kontaktu bosé nohy s podložkou (Véle, 1995, s. 77).

Posturální stabilita je základní podmínkou běžných denních činností. U zdravého jedince se jedná o přirozenou a automatickou schopnost, která je výsledkem vzájemné spolupráce řídicího (CNS), sensorického (zrak, somatosenzorický a vestibulární systém) a výkonného systému (pohybový aparát). Nutná je vzájemná interakce všech komponent mezi sebou (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 162-165).

1.2.2 Rovnovážné schopnosti

Rovnovážné (balanční) schopnosti jsou zodpovědné za udržování posturální stability při stoji a během lokomoce (Jančová, Kohlíková, 2007 s. 156).

Systém vzpřímeného držení má velké kompenzační a substituční schopnosti. Využívá větší množství částečně redundantních sensorických vstupů, motorických výstupů a kompetentních synchronizačních a kompenzačních dějů na úrovni CNS. Porucha či ztráta

funkce jedné z jeho součástí se může projevit až při zvýšených nárocích na udržení rovnováhy (Hain, 2011, p. 141). Dle Vařeky (2002, s. 116) je proto při vyšetření posturální stability a rovnovážných schopností mnohdy výhodnější testování chůze, kdy jsou nároky na udržení rovnováhy větší, než například při klidném stoji.

1.3 Řízení rovnováhy

Mozek si vytváří vlastní představu o prostoru díky koordinaci informací ze tří sensorických systémů - vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického. Periferní informace z těchto systémů jsou zpracovávány v různých částech CNS (Brandt, 1991, p. 1). Řízení rovnováhy se v rámci CNS účastní především motorická kůra, asociační oblasti frontálního laloku, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozkový kmen (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 69-73).

Pro udržení normální rovnováhy je nutné, aby informace přicházející do mozku byly časově i fázově synchronní. Desynchronizace v jakékoliv úrovni se projeví závratí (Lejska, 1998, s. 219; Lejska, 2001, s. 9).

Guidetti (2013, p. 4) dodává, že CNS se při udržování rovnováhy uplatňuje ve třech úrovních. Přijímá, srovnává, integruje, moduluje a reguluje informace přicházející ze smyslových orgánů. Ukládá také zkušenosti a programuje odpovědi pro adaptaci na probíhající realitu. Reakce CNS mohou být automatické, nebo volní ve třech úrovních integrace. V první úrovni aktivují segmentální reflexy minimální počet neuronů. Na druhé úrovni aktivují motorické synergie související svaly a klouby. Ve třetí úrovni zahrnuje konečná strategie kognitivní a emocionální procesy.

Horak, Henry a Shumway-Cook (1997, pp. 518-519) potvrzují, že kontrola rovnováhy je adaptivní a centrálně organizována na základě předchozích zkušeností a záměrů. Na rovnováhu se nahlíží jako na motorickou dovednost, kterou se nervový systém učí. Odpovědi na vychýlení těžiště jsou formovány reakcí sensorických systémů a mechanismy CNS, které souvisí s očekáváním, záměrem, pozorností, zkušeností a okolním prostředím.

1.4 Mechanismy zajištění posturální stability

Při zajištění posturální stability se uplatňuje jednak kontrola prostřednictvím dopředné vazby - *feedforward* a zpětné vazby - *feedback*. Dopředná vazba je zajišťována především díky optické aferentaci. Zajišťuje anticipaci vhodného držení a odpovídajících stabilizačních strategií. Zpětná vazba je zajišťována sensorickou zpětnou kontrolou (vizuální, vestibulární,

somatosenzorickou). Je to reakce na změnu vnějšího prostředí (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 171; Véle, 1995, s. 78).

1.4.1 Posturální strategie

Posturální strategie jsou specifické pohybové programy, které zabraňují narušení posturální stability. Reflektují velikost a rychlost destabilizačních sil. Dle náročnosti posturální situace je dělíme na *kotníkovou*, *kyčelní* a *krokovou*. První dvě zmíněné představují *statické* strategie zajištění posturální stability, kdy nedochází ke změně opěrné báze. O krokové strategii hovoříme jako o *dynamické*, která slouží k obnovení posturální stability částečným přemístěním opěrné báze. Pokud dojde k selhání dynamické strategie, dochází k pádu (Horak, Nashner, 1986, pp. 1369-1370; Vařeka, 2002, s. 123).

- *Kotníková strategie* se uplatňuje v klidném stoji při pomalém působení zevních sil malé intenzity, především v předozadním směru.
- *Kyčelní strategie* nastupuje při rychlejším působení sil větší intenzity, zejména v laterolaterálním směru. Dochází k přenesení váhy z jedné dolní končetiny na druhou.
- *Kroková strategie* se zapojí v případě překročení bezpečné hranice udržení posturální stability. Jedná se o mechanismus úkroku či zachycení blízkého pevného bodu opory (Vařeka, 2002, ss. 123-124; Winter, 1995, pp. 198,221).

Tyto strategie se uplatňují při dopředné i zpětné vazbě.

- Při *dopředné vazbě* se tyto strategie vytváří v očekávání potenciálně destabilizujícího pohybu či podnětu (např. při zvedání těžkých předmětů z předklonu, vyhnutí se překážce). V tomto případě mluvíme o tzv. „*proaktivních*“ strategiích.
- U *zpětné vazby* jsou použity jako reakce na narušení rovnováhy například při chůzi, kdy dojde k nečekanému narušení krokového cyklu (uklouznutí, zakopnutí), nebo při náhlém narušení stoje (např. postrčením). Zde se jedná o tzv. „*reaktivní*“ strategie.

Aby mohlo dojít k uplatnění proaktivních a reaktivních strategií, které jsou důležité pro udržení posturální kontroly během lokomoce, je klíčová role všech sensorických systémů a jejich bezchybná integrace v CNS (Shumway-Cook, Woollacott, pp. 170-171, 329).

1.5 Posturální stabilita a stárnutí

Fyziologické stárnutí probíhá kontinuálně již od 20 let věku. Ve věku nad 65 let dochází k jeho akceleraci. Jsou již přítomny funkční i morfologické změny. Při involučních pochodech dochází k regresi centrálního a periferního nervového systému, zpomaluje se vedení nervových impulsů. Snižuje se tedy i rychlost svalové kontrakce a dochází ke zhoršení pohybové koordinace. Klesá celková fyzická i psychická odolnost, narůstá regrese vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému. Postupně narůstá multisenzorický deficit. To vše významným způsobem ovlivňuje posturální stabilitu a rovnovážné schopnosti (Jančová, Kohlíková, 2007 ss. 155-157; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 236). Hillier a McDonnell (2011, p. 6) dodávají, že s rostoucím věkem stoupá výskyt závratí. Zvyšuje se také svalová aktivita dolních končetin již v klidném stoji. To je způsobeno zhoršenou stabilitou, která je kompenzována zvýšenou svalovou aktivitou (Laughton et al., 2003, p. 106).

1.6 Posturální stabilita při chůzi

Chůze je velmi složitý pohybový děj, který vyžaduje velmi dobrou svalovou koordinaci a schopnost ovládnání těžiště. Při chůzi dochází ke střídavému posouvání těžiště dopředu k jedné a druhé straně. Projekce těžiště se přibližuje k okraji opěrné báze, čímž dochází k větší labilitě. Ta je vždy kompenzována vykročením, aby se zabránilo pádu (Trojan et al., 2005, s. 193). Chůze podává informace o funkci řídicích mechanismů CNS a o kvalitě informací z periférie (Véle, 1997, ss. 74-75).

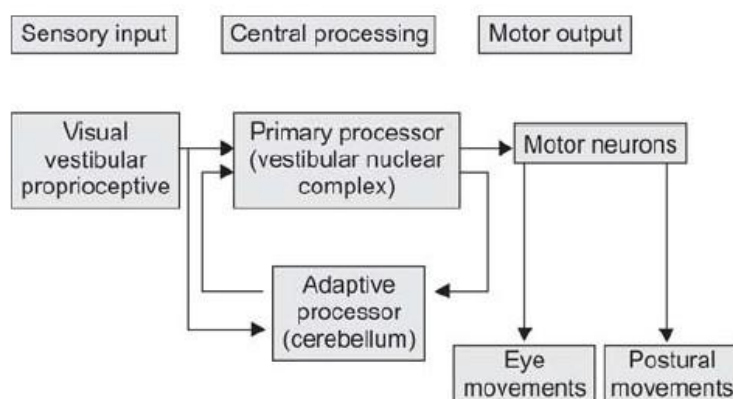
Posturální stabilita při chůzi zajišťuje, aby nedošlo k náhlým změnám pohybového rytmu se sklonem k porušení chůze až k neřízenému pádu. Rovnovážné schopnosti jsou přímo zodpovědné za bezpečnost chůze (Véle, 2006, s. 189). S rostoucím věkem se charakteristiky chůze mění. Snižuje se rychlost, kadence a zkracuje se také délka kroku. Šířka kroku se naopak zvětšuje. Děje se tak z důvodu zvýšené potřeby zajištění posturální stability, aby se zabránilo případnému pádu (Neumann, 2002, pp. 529 - 532). Posturální stabilita při chůzi je limitována nejen u starších osob, ale i u pacientů s vestibulárními, somatosenzorickými a dalšími smyslovými deficity. Stejně tak u pacientů trpících neurologickým onemocněním. V případě patologické chůze dochází k dvakrát větší spotřebě energie, změnám neuromotorické kontroly pohybu a s tím spojenému zhoršení posturální stability (Kuo, Donelan, 2010, pp. 158, 169, 172).

1.7 Anatomie a fyziologie vestibulárního systému

Rovnovážné ústrojí člověka má tyto základní funkce (Ambler, Jeřábek, 2008, ss. 57-59; Hahn, 2004, s. 17):

- Z vnitřního ucha se přenáší informace do příslušných struktur CNS, které kontrolují a zpětně řídí svalovou aktivitu, a tím udržují rovnováhu během stoje a chůze prostřednictvím vestibulo-spinálního reflexu (dále jen VSR).
- Zajišťuje vnímání pozice hlavy v prostoru a je citlivé na náhlé změny směru pohybů hlavou.
- Informace z vestibulárního aparátu vedou také informace do center očních pohybů. Tím dochází ke stabilizaci pozice očí (retinálního obrazu) při pohybech hlavy prostřednictvím vestibulo-okulárního reflexu (dále jen VOR).
- Podílí se na regulaci svalového tonu.

Vestibulární vstupy jsou důležité pro koordinaci mnoha motorických odpovědí, pomáhají stabilizovat oči a udržovat posturální stabilitu během stoje a chůze (viz obrázek 1). Poruchy vestibulárního systému mají za následek vznik vestibulárních závratí a problémy s udržením rovnováhy (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 66,68).



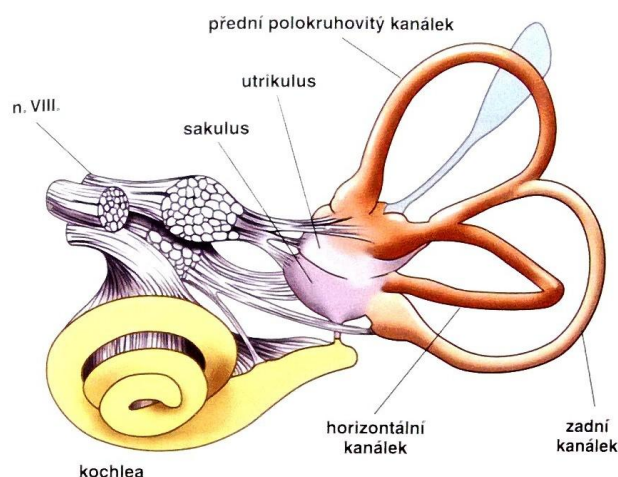
Obrázek 1 Funkce vestibulárního systému (Writer, Arora, 2012, p. 54)

Stejně jako jiné smyslové systémy lze vestibulární systém rozdělit do dvou částí - periferní a centrální.

Periferní část zahrnuje blanitý labyrint (otolitový systém - utrikulus a sakulus + 3 semicirkulární kanálky - dva vertikální a jeden horizontální), uložený v kostěném labyrintu skalní kosti, a vestibulární nerv - část VIII. mozkového nervu (viz obrázek 2, s. 15). V blanitém labyrintu se nachází tekutina zvaná endolymfa (složením podobná intracelulární

tekutině) a vlastní receptory - vláskové buňky (Čihák et al., 2004, ss. 633-638; Hain, 2011, pp. 128-129).

Periferní vestibulární aparáty působí tlak proti sobě. Levý aparát vytváří tzv. labyrintový svalový tonus, který vychyluje tělo doprava, stejně působí i na tonus okohybných svalů. Pravý labyrint působí opačně. Za fyziologické situace je vzájemné působení obou vestibulárních aparátů v rovnováze a řízení svalového tonu je symetrické (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 77; Hofmanová, 2011, s. 14).



Obrázek 2 Membranózní labyrint a VIII. mozkový nerv (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 65)

Centrální část tvoří vestibulární jádra na spodině IV. komory (*nucleus vestibularis medialis, lateralis, superior a inferior*), a dráhy (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 75). Tato část vestibulárního systému má spojení s mozečkem, retikulární formací mozkového kmene, thalamem a mozkovou kůrou (korové vestibulární centrum v temporálním laloku). Vestibulární dráhy vytváří reflexní oblouky, popsané níže (Dylevský, 2009b, s. 45).

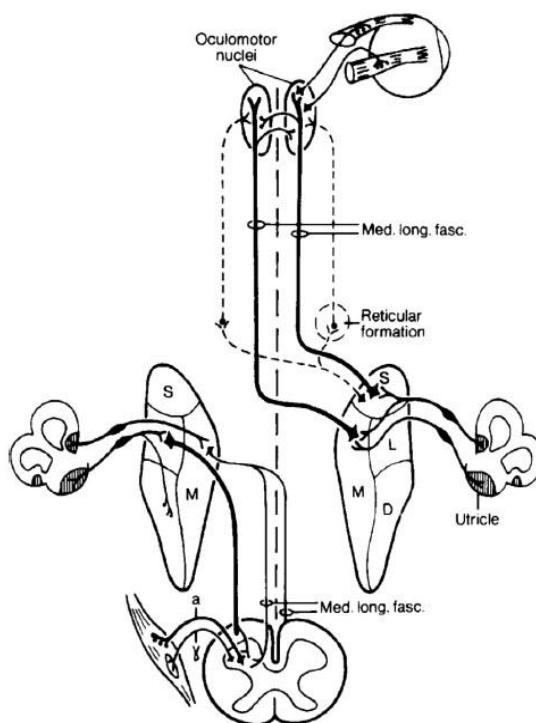
1.7.1 Vestibulární dráhy

Mechanické podráždění vláskových buněk na periférii je převedeno na nervový signál, který vede vestibulárním nervem do CNS (zvláště do vestibulárního jaderného komplexu a do mozečku) informace o úhlovém zrychlení (semicirkulární kanálky) a lineárním zrychlení (otolity). CNS tyto signály zpracovává a kombinuje je s informacemi z ostatních smyslových modalit. Tím je umožněno vnímání orientace hlavy a těla v prostoru. Intenzita vestibulární reakce se odvíjí od velikosti podráždění a citlivosti vestibulárního systému (Dylevský, 2009, ss. 469-470, 491).

Z centrální části vestibulárního systému vedou výstupy k okohybným svalům, do míchy a vytváří reflexní oblouky (viz obrázek 3). Jedná se o VSR, VOR a reflex vestibulokolický (Hain, 2011, p. 136; Vrabec et al., 2002, s. 42; Writer, Arora, 2012, p. 54).

- VSR zajišťuje regulaci tonu antigravitačních svalů posturální stabilizaci těla, a tím zabraňuje pádu.
- VOR umožňuje stabilizaci retinálního obrazu při pohybech hlavy.
- VCR stabilizuje hlavu prostřednictvím eferentace do oblasti šíjových svalů.

Kontrola těchto reflexů je zajištěna CNS a dochází k jejich úpravě podle potřeb mozečku. Také jsou doplněny o pomalejší, ale přesnější informace z vyšších korových oblastí (Writer, Arora, 2012, pp. 54-55).



Obrázek 3 Vestibulo-okulární a vestibulo-spinální reflexní oblouk (Hain, 2011, p. 134)

1.7.2 Spojení vestibulárního systému se strukturami CNS

Hlavním příjemcem informací z vestibulárního systému je *mozeček*. Vestibulární mozeček přijímá a integruje informace z vestibulárních jader, účastní se tím řízení rovnováhy a očních pohybů. Cerebrální mozeček zajišťuje nepřetržitou komparaci motorických povelů z mozkové kůry s informacemi z vestibulárního aparátu (Dylevský, 2009, s. 467).

Úzkou vazbu s vestibulárním systémem má také *thalamus*. Skrze thalamus prochází informace z ascendentních drah - lemniscus medialis a anterolaterálního systému, které vedou signály téměř ze všech smyslových orgánů, včetně vestibulárního aparátu. Přepojuje se zde veškerá aferentace, směřující do mozkové kůry. Lze ho nazvat hlavním výpočetním centrem mozku. Poškození thalamu vede ke vzniku sensorických a motorických poruch. Díky propojení s mozečkem a mozkovou kůrou může vést k ataxii stoje a chůze (Naňka, Elišková, 2009, s. 286; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 58).

V rámci mozkového kmene se při řízení rovnováhy uplatňuje především *retikulární formace a střední mozek*. Retikulární formace má aferentní i eferentní spojení s míchou, mozečkem, jádry hlavových nervů (významný je podíl vestibulárních jader) a dalšími vyššími mozkovými centry. Její funkce je především koordinační a modulační, účastní se řízení vzpřimovacích reflexů, postojových reakcí a úmyslných pohybů (Dylevský, 2009, s. 465).

Ve středním mozku se nachází vyšší vestibulární centra mozkového kmene, která se podílí na odpovědích na stimulaci vestibulárního systému a jsou propojena s jádrem n. oculomotorius, vestibulárními jádry a mozečkem (Vrabec et al., 2002, ss. 22-23).

1.8 Poruchy rovnováhy

Pro udržení rovnováhy je nutná přesná koordinace periferních informací ze všech sensorických oblastí (vestibulární, vizuální, somatosenzorické) a jejich správné zpracování na úrovni CNS. Poruchy rovnováhy mohou vznikat, pokud přichází neadekvátní signály z periferie, na základě špatného zpracování těchto informací v CNS, nebo kombinací obou těchto příčin (Brandt, 1991, p. 1; Skála et al., 2008, s. 3).

Rovnovážné poruchy doprovází celá řada příznaků. V první řadě se jedná o závrať. Závrať je subjektivní pocit desorientace v prostoru, ztráty rovnováhy (Véle, 1995, s. 83). Může být subjektivně vnímána jako rotace, tah do strany, propadání se do hloubky, plavání v prostoru, pocit opilosti, kolébání, houpání atd. (Vrabec, 2000, s. 14). Velmi často je pro pacienta těžké popsat přesné potíže. Je to především zapříčiněno tím, že pocit porušení rovnováhy je fenoménem kortikálním, jež je výsledkem zpracování informací z vestibulárního aparátu, proprioreceptorů a zrakového orgánu. Vnímání rovnováhy v sobě zahrnuje jak sensorimotorické, tak i kognitivní procesy (Jeřábek, 2009, s. 19).

Závrať může trvat od několika okamžiků až po několik hodin či dnů. Potíže se objevují při pohybu, v nejhorším případě i v klidu. Mohou se objevovat i další příznaky, jako jsou poruchy vidění, sluchu, zhoršená pohybová koordinace, poruchy myšlení, paměti, koncentrace atd. Často se objevují bolesti hlavy a pocit zvýšeného napětí a ztuhlosti

šijového svalstva. Může se také objevit zvýšená citlivost na hluk a světlo. Při únavě se mohou dostavit problémy se čtením. Všechny tyto příznaky vedou k celkovému rozladění pacienta (Vrabec, 2000, s. 15). Při dlouhodobém trvání mohou být příčinou vzniku psychických problémů, neuróz až depresí. Stejně tak dlouhodobý vliv psychogenních faktorů může závrativé stavy vyvolat. Z tohoto vyplývá, že subjektivní hodnocení závratí pacientem je velmi důležité (Vyskotová et al., 2013, s. 26).

Dle analýzy populačních vzorků je výskyt poruch rovnováhy doprovázených závratí 16–25 %, většinou se jedná o pacienty staršího věku (Jeřábek, 2007, s. 225). Příčiny těchto potíží jsou různé, může se jednat o úrazy v oblasti hlavy a páteře, k jejichž častému výskytu dochází kolem 50 let věku. Další příčinou mohou být ušní infekce, toxické poškození, poruchy cévního systému, nádory, degenerativní procesy, metabolické poruchy a další (Vrabec, 2000, ss. 17-18).

Diagnostika je mnohdy obtížná, u 5 % pacientů se nepodaří etiologii závratí ozřejmit ani na základě speciálních vyšetření (Jeřábek, 2009, s. 19).

Dle etiologie dělíme závratě na vestibulární a jiného (nevestibulárního) původu.

Vestibulární závratě neboli vertigo dělíme dále na centrální a periferní - dle poškození dané části vestibulárního systému. Tomuto typu závratí se podrobně věnuje kapitola 1.10.

Nevestibulární závratě mohou dle Amblera a Jeřábka (2008, s. 17) vznikat na podkladě anémie, hypoperfuze mozku, hypoglykémie, endokrinních poruch či jako vedlejší projev při užívání některých medikamentů. Často se také setkáváme se závratěmi cervikogenními, které jsou způsobeny funkční poruchou v oblasti horní krční páteře a hlavových kloubů. Mezi nevestibulární závratě řadíme také psychogenní poruchy rovnováhy (Kolář et al., 2009, s. 363).

Rozlišujeme také *poruchy rovnováhy s absencí závratí*. Obtíže se dostavují především při chůzi, v klidu většinou vymizí. Často vznikají na podkladě poruch extrapyramidového systému, mozečku či periferních neuropatií. Typicky se vyskytují u některých neurologických onemocnění, například u roztroušené sklerózy (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 15).

Nespecifické závrativé stavy, které se manifestují poruchou orientace v prostoru a pocitem nejistoty, se v anglickém jazyce označují termínem „dizzines“ (Ambler, Jeřábek, 2008, ss. 13-15; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 129; Véle, 1995, s. 83). Do této kategorie řadí Brandt (1991, p. 11) vizuální vertigo, presynkopální stavy a psychosomatické poruchy.

K *fyzilogickým závratím* řadíme kinetózy, výškové závratě a tzv. „mořskou nemoc“. Vznikají při senzorigickém konfliktu, kdy jednotlivé vstupy poskytují odlišné informace o situaci, ve které se lidské tělo nachází (Hofmanová, 2011, s. 122).

Při kinetóze dochází ke konfliktu mezi zrakovými a vestibulárními informacemi. Projevuje se poruchou rovnováhy, která je doprovázená vegetativními reakcemi, jako je nauzea a vomitus. Dále se objevuje bledost, neklid, zvýšené slinění, zívání a studený pot. Kinetóza se objevuje například při jízdě autem, kdy vestibulární aparát reaguje na pohyb, ale zrak neposkytuje odpovídající informace o pohybu - vnímá hlavně prostor uvnitř vozidla. Příznaky se zhoršují se zvýšeným drážděním vestibulárního aparátu při prudkých zatačkách či náhlých změnách rychlosti (Brandt, 1991, pp. 311-312; Hofmanová, 2011, s. 122; Skála et al., 2008, s. 3).

Výšková závrať a mořská nemoc vznikají při mimořádném zatížení akcelerací a decelerací pohybu, kdy dochází k intenzivnímu dráždění vestibulárního systému, proprioreceptorů a interoreceptorů ve vnitřních orgánech (Hofmanová, 2011, s. 124).

Zmírnit či odstranit příznaky kinetózy lze tzv. habituací vestibulárního systému, která je blíže popsána v kapitole 1.12 (Brandt, 1991, p. 317).

1.9 Diagnostika poruch rovnováhy

Diagnostika poruch rovnováhy je mnohdy značným problémem. To může být dáno širokým spektrem nozologických jednotek s velmi pestrou klinickou manifestací.

Při diagnostice je v první řadě nutné celkové vyšetření pacienta obvodním lékařem, poté vyšetření specialistou - neurologem, ORL lékařem, oftalmologem, internistou atd. Klíčovou roli hraje podrobná anamnéza. Ta by měla pomoci rozlišit, zda se jedná o závrať vestibulární, nevestibulární, či jinou poruchu rovnováhy s absencí závratí (Ambler, Jeřábek, 2008 ss. 14-15; Jeřábek, 2010, ss. 5-11).

V dnešní době se uplatňuje tzv. organický přístup, tedy nutnost daný symptom, v tomto případě závrať, zařadit a pojmenovat jasně její příčinu. Velmi často se ale stává, že se nepodaří příčinu závratí zcela objasnit. Poté mluvíme o tzv. funkčních závrativých stavech, u kterých není známa organická příčina. Jedná se přibližně o 80 % závratí. V tomto případě je hlavním úkolem popsat tyto závrativé stavy v jejich klinickém projevu. V případě funkčních závrativých stavů spočívá léčba v rovnovážné rehabilitaci, podpůrné psychoterapii a doplňující medikaci (Lejska, 2001, ss. 10-12).

1.10 Poruchy rovnováhy vestibulárního původu

1.10.1 Vertigo

Dle Amblera a Jeřábka (2008, s. 14) je základním subjektivním příznakem vestibulární poruchy závrať neboli vertigo. Pojmem vertigo označují pouze závrať vestibulárního původu. Vertigo vzniká při neadekvátních signálech přicházejících z vlastního vestibulárního aparátu, jako následek špatného zpracování informací v rovnovážném centru, nebo z obou těchto příčin (Brandt, 1991, p. 3-4; Writer, Arora, 2012, p. 56). Má většinou rotační charakter a zhorší se vždy při pohybech hlavou a při zavřených očích. Vestibulární poruchy dělíme na centrální a periferní, podle části vestibulárního systému, která je postižena (Ambler, Jeřábek, 2008, ss. 18-19).

Společně s vertigem bývají přítomny také vegetativní doprovodné příznaky, jako je nevolnost, zvracení, bledost, pocení, poruchy sluchu a další (Seidl, 2008, s. 35).

Vertigo také významným způsobem ovlivňuje kvalitu života a ve velké míře působí na psychiku člověka (Vyskotová et al., 2013, s. 26). Často je doprovázeno pocitem strachu a úzkosti. To je dle Balaban in Teggi et al. (2009, p. 397) dáno anatomickým a funkčním spojením vestibulárního systému se strukturami zapojenými v patogenezi úzkostných a panických poruch (rafeální jádro v retikulární formaci a locus ceruleus uložený pod spodinou IV. komory).

Problematikou vestibulárních závratí se zabývá otoneurologie. Jedná se o mezioborovou disciplínu, kterou tvoří spolupráce oftalmologie, otorinolaryngologie a neurologie (Hahn, 2004, s. 13).

1.10.2 Objektivní příznaky vestibulární poruchy

K objektivním příznakům vestibulární poruchy řadíme: nystagmus, tonické úchytky trupu a končetin a vestibulární ataxii (Kolář et al., 2009, s. 363).

1.10.2.1 Nystagmus

Patologický spontánní nystagmus je jedním ze základních objektivních příznaků vestibulární léze. Je charakterizován kmitáním očních bulbů, nejčastěji bifázickým, s pomalou a rychlou složkou (Seidl, 2008, s. 35). Jedná se o projev postižení VOR. Patologická pomalá složka nystagmu je projevem vlastní léze vestibulárního aparátu a rychlá složka směřuje ke straně zvýšené vestibulární aktivity, představuje kompenzaci mozkovou kúrou. Směr nystagmu určujeme podle rychlé složky, která je při vyšetření nápadnější (Hofmanová, 2011, ss. 16, 19). Fixace pohledu nystagmus tlumí, při zavřených očích je stále patrný a může

se akcentovat. Dle směru rozlišujeme nystagmus horizontální, vertikální, rotační, diagonální a alternující (Ambler, Jeřábek, 2008, ss. 19-20).

Kromě spontánního nystagmu rozlišují Ambler a Jeřábek (2008, ss. 21-22) také:

- pohledový nystagmus - objevuje se při pohledu do určitého směru,
- polohový nystagmus - provokován určitou polohou hlavy nebo těla v prostoru,
- polohovací nystagmus - vyvolán změnou polohy,
- polohově závislý nystagmus - spontánní, který se v určité poloze zhoršuje.

Existuje také fyziologická forma nystagmu, která se vyvolá například pozorováním okolí z jedoucího vozidla (Hofmanová, 2011, s. 16; Writer, Arora, 2012, p. 58).

1.10.2.2 Tonické úchytky

Tonické úchytky končetin a trupu vznikají při postižení jednoho z periferních vestibulárních aparátů. Dochází k narušení symetrického labyrintového svalového tonu, zdravý labyrint přetlačuje slabší druhostranný. Tonické úchytky směřují na stranu slabšího aparátu (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 77).

1.10.2.3 Vestibulární ataxie

Vestibulární ataxie je projevem postižení VSR. Jedná se o poruchu rovnováhy při chůzi. Dochází k odchýlení od přímého směru, většinou na stranu slabšího labyrintu. Vestibulární ataxie se zhoršuje při zavřených očích a může vést až k neschopnosti chůze (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 24).

1.10.3 Periferní vestibulární syndrom

Při periferní lézi je postižen vlastní labyrint nebo vestibulární nerv (Kolář et al., 2009, ss. 362-363). Vertigo bývá často prudké, téměř vždy ho doprovází další vegetativní příznaky. Nejčastěji mívá rotační charakter a může trvat minuty až hodiny. Často je doprovázeno také tinnitem či nedoslýchavostí. Z vegetativních příznaků se objevuje nauzea, vomitus, bušení srdce, pocení a bledost. Tento typ vestibulárního syndromu bývá také označován jako tzv. *harmonický*. Všechny tonické úchytky směřují na stranu poškozeného labyrintu nebo nervu a jsou závislé na poloze hlavy. Nystagmus je nejčastěji horizontální a rotační, jeho pomalá složka směřuje opět na stranu poškozeného aparátu. Objevuje se pouze v souvislosti s vertigem. Po odeznění závratě nystagmus mizí (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 81; Hahn, 2004, ss. 81-83).

Při postižení otolitového systému pociťuje pacient kymácení, tah do strany, je patrný náklon hlavy a šikmá deviace bulbů. Objevuje se oscilopsie - iluze pohybujícího se okolí, která mizí při zavření očí.

Pokud se jedná o lézi v oblasti semicirkulárních kanálků, objevuje se především pocit rotace. V tomto případě je důležité, aby pacient určil směr rotace při zavřených očích (Ambler, Jeřábek, 2008, ss. 17-19).

Příčinou periferní léze vestibulárního systému může být Benigní paroxysmální polohové vertigo (dále jen BPPV) - vyskytuje se nejčastěji, dále kochleovestibulární cévní příhoda na podkladě ischemie či hemoragie, Meniérova choroba, komoce labyrintu, vliv ototoxických léků, infekce (např. herpes zoster oticus, lymeská borrelióza) otoskleróza, traumata spánkové kosti, tumory a další (Brandt, 1991, pp. 27-28; Skála et al., 2008, ss. 5-6).

1.10.4 Centrální vestibulární syndrom

Centrální porucha vzniká postižením vestibulárních jader a drah, které tato jádra spojují s mozečkem, míchou a jádry okoohybných nervů. Také při lézích v oblasti korové (temporo-parieto-okcipitální). Pro centrální vestibulární léze je typický vertikální nebo diagonální nystagmus, který může měnit směr a nemusí být vždy přítomen. Také se neobjevuje pouze v souvislosti s vertigem. Centrální vestibulární syndrom lze také nazvat jako tzv. *disharmonický*. Tonické úchyly nemají směrovou prevalenci, dochází k titubacím různým směrem, nezávisle na poloze hlavy. Porucha rovnováhy při chůzi se projevuje permanentní instabilitou. Vegetativní příznaky nebývají přítomny (Hahn, 2004, s. 55; Hofmanová, 2011, s. 103; Kolář et al., 2009, s. 363).

Příčinou mohou být následky meningoencefalitidy (absces mozku), dále cévní mozková příhoda, epilepsie, vertebrobazilární insuficience, demyelinizační onemocnění (roztroušená skleróza), intoxikace, trauma, tumory a další (Brandt, 1991, p. 89; Skála et al., 2008, s. 6).

1.11 Vyšetření pacienta s vestibulární poruchou

Při vyšetření pacienta s vestibulární poruchou má zásadní důležitost především podrobná anamnéza (Hahn, 2004, s. 26). Nežádá se stává, že při vyšetření lékařem nejsou přítomny žádné subjektivní ani objektivní příznaky vestibulární léze. Je to dáno často epizodickým charakterem závratí. Proto hraje anamnéza při vyšetření závratí klíčovou roli.

Anamnéza (viz příloha 4, s. 84) by měla v první řadě pomoci v rozlišení, zda se jedná o vlastní vestibulární závrať - vertigo, či poruchu rovnováhy nevestibulární příčiny.

Dále lze z anamnézy vyvodit první závěry, důležité pro diferenciální diagnostiku mezi centrálním a periferním vestibulárním syndromem (Ambler, Jeřábek, 2008 ss. 13-15; Novotný, Hahn, 1997, ss. 18-20).

Při vyšetření se hojně využívá také dotazníků, které zjišťují subjektivní vnímání handicapu u pacienta trpícího závratí. K nejlepším dotazníkům patří celosvětově velmi využívaný Dizziness Handicap Inventory (dále jen DHI), dále The Activities-specific Balance Confidence Scale (ABC), Vestibular Disorder Activities of Daily Living Scale (VADL), Activities of Daily Living Questionnaire (ADLQ) a další. Dotazníky slouží ke zhodnocení kvality života, rizika pádů a posouzení funkčního dopadu vestibulární poruchy. Slouží také ke kvantifikaci účinku vestibulární rehabilitace (Alghwiri, Marchetti, Whitney, 2011, p. 347; Whitney, Sparto, 2011, pp. 157-162).

Zásadní je při diagnostice také *vyšetření vestibulookulárních jevů* - očních pohybů. Pro orientační vyšetření nystagmu se využívá Frenzelových či Bartelsových brýlí (Kolář et al., 2009, s. 363). Pro přesné vyšetření okulomotoriky se využívá elektronystagmografie. Vyšetřuje se nystagmus spontánní i provokovaný (například kalorickými, rotačními, polohovými a polohovacími zkouškami). Při vyšetření očních pohybů se lékař zaměřuje také na oscilopsii a sakády - rychlé střídání pohybů (Writer, Arora, 2012, pp. 58-61).

Vyšetření vestibulospinálních jevů se zaměřuje na tonické úchytky, které se testují v různých situacích - např. Hautantova zkouška (sed se zavřenýma očima a předpažením), Rombergova zkouška (stoj ve třech variantách), Unterbergerova-Fukudova zkouška (pochodování na místě), zkouška chůzí a další (Hofmanová, 2011, ss. 21-22; Kolář et al., 2009, ss. 363-364).

Dále je nutné provést audiologické vyšetření, orientační vyšetření mozkových nervů, mozečkových funkcí, Cranio-corpo-grafii a ideálně také posturografické vyšetření - testy senzorické organizace (Hahn, 2004, ss. 30-52; Novotný, Hahn, 1997, s. 18).

Posturografické vyšetření má význam především pro kvantifikaci poruchy rovnováhy, umožňuje také sledování vývoje poruchy v čase a posouzení efektu terapie. Diagnostická specifita tohoto vyšetření je značně omezena (Čakrt et al., 2012, ss. 89, 91).

Vyšetření pacienta s vestibulární poruchou provádí především lékař v ORL či otoneurologické ordinaci. Součástí komplexního vyšetření by mělo být také vyšetření psychologem (Jeřábek, 2007, s. 226).

Lékařskou diagnostiku doplňuje fyzioterapeut, který před zahájením vestibulární rehabilitace provede vstupní vyšetření pacienta. Kromě již zmíněného vyšetření stoje

na posturografu lze využít také další přístroje s integrovanou silovou plošinou, které testují balanční schopnosti pacienta při chůzi. Jedná se o běžící pásy. Chůze se testuje také v různých modifikacích - tandemová, boční, chůze po různých materiálech (např. pěnová podložka) atd. Dále fyzioterapeut provádí klinické testy k ozřejmení balančních schopností pacienta ve statických a dynamických podmínkách a zjištění rizika pádů. K tomuto účelu lze využít velké množství testů - např. Bergovu balanční škálu (dále jen BBS), Time Up and Go Test (dále jen TUG), dynamický krokový index, Balance Evaluation Systems Test - (BESTest a MiniBESTest), a další (Brown et al., 2006, pp. 76-81; King, Horak, 2013, p. 571; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 130, 273-284).

1.12 Mechanismy úpravy vestibulárních poruch

Kompenzace

Centrální kompenzace vestibulární poruchy je založena na neuroplasticitě mozku (Pfaltz, Kaga in Abatzides, Kitsios, 1999, p. 103). Následuje po vzniku periferní vestibulární léze a je ovlivněna okolními podmínkami (Vrabec et al., 2002, s. 49).

Neuroplasticita vede ke krátkodobým funkčním změnám (ve kvalitě a síle synaptických spojení) a dlouhodobým strukturálním změnám (v organizaci a počtu nervových synapsí). Projevem neuroplasticity mozku je například přemapování sensorické či motorické kůry (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 84-87).

V případě vestibulární poruchy je anatomickým podkladem kompenzačních procesů zvýšená aktivita excitačních a inhibičních komisurálních spojů mezi vestibulárními jádry zdravé a postižené strany. V akutní fázi periferní vestibulární poruchy dochází k útlumu centrálních vestibulárních neuronů na straně léze. Při kompenzaci dochází u těchto neuronů k obnově membránového potenciálu a klidového napětí. To může být způsobeno tím, že labyrintové aferentace do vestibulárních jader nahradí vstupy zrakové, propioceptivní, mozečkové, kortikální atd. Proprioceptivní a zraková stimulace (například prostřednictvím biofeedbacku) tak proces kompenzace urychluje. Jiná teorie kompenzace předpokládá, že centrální vestibulární neurony na straně léze mění své vnitřní vlastnosti. Dochází ke zvýšení počtu nebo účinnosti receptorů na membráně sekundárních vestibulárních neuronů (Vrabec et al., 2002, ss. 51-52).

Proces kompenzace periferních lézí je ovlivněn stavem složek centrální části vestibulárního systému. Na tomto podkladě dochází k úpravě asymetrie tonu posturálních a okohybných svalů, zlepšuje se posturální stabilita a zraková ostrost (Pfaltz, Kaga in Abatzides, Kitsios, 1999, p. 103). Abatzides a Kitsios (1999, p. 111) uvádí, že se

kompenzační procesy na úrovni CNS spouští téměř okamžitě a jejich cílem je co nejrychlejší reorganizace a normalizace vestibulárních reflexů.

Gans (in Hillier, McDonnell, 2011, p. 3) popisuje kompenzaci jako navykání pohybu či snížení citlivosti vestibulárního aparátu na opakující se podněty a vyvážení tonické aktivity na úrovni vestibulárních jader. Hillier a McDonnell (2011, p. 3) dodávají, že tyto procesy jsou často nazývány jako habituace, avšak je pravděpodobnější, že probíhají na podkladě neuroplastických procesů, nikoliv na základě fyziologické synaptické habituace.

Adaptace

Principem vestibulární adaptace je přizpůsobení neuronální odpovědi pohybům hlavy. Podnětem pro její rozvoj je zrakový vstup a pohyb retinálního obrazu (Writer, Arora, 2012, p. 62). Ovlivňuje zejména úpravu dynamických funkcí VOR (Hillier, McDonnell, 2011, p. 3; Kolář et al., 2009, s. 364).

Habituace

Při habituaci dochází k progresivnímu snížení reakce vestibulárního systému na opakovaný podnět. Redukce vestibulární dráždivosti je fixována v CNS (Writer, Arora, 2012, p. 62). Tento proces lze přirovnat k jízdě na kolotoči - pokud je někdo citlivý, bude zvracet, ale pokud bude jezdit často, postupně si zvykne zvládat pocit nevolnosti a dojde k habituaci. Tohoto principu využívá *vestibulární habituační trénink* (dále jen VHT), který je součástí terapie především periferních vestibulárních syndromů (Hahn, 2004, ss. 61-62).

Substituce

Při přítomnosti vestibulární poruchy je funkce rovnovážného systému nahrazena zrakovým a somatosenzorickým systémem (Lejska, 1998, s. 219; Writer, Arora, 2012, p. 62). Na tomto procesu se podílí také aferentace z šíjového svalstva a z kloubů krční páteře. Tyto vstupy jsou substrátem cerviko-okulárního reflexu. Substituci lze zařadit do procesu kompenzace. Zmíněné strategie lze využít, pokud dané systémy pracují bezchybně (Bronstein, Herdman in Čakrt et al., 2007, s. 350). Vstupů ze somatosenzorického a zrakového systému lze dle Hillier a McDonnell (2011, p. 3) využít jednak k náhradě dysfunkce vestibulárního aparátu, nebo naopak k posílení a podpoře kompenzace.

Spontánní úprava funkce

Při spontánní úpravě periferního vestibulárního deficitu dochází k postupnému samovolnému odeznění dysbalance. Příznaky ustupují do několika týdnů (Han, Song, Kim, 2011, p. 185).

1.13 Terapie vestibulárních poruch

Léčbu vertiga můžeme rozdělit na fyzikální, farmakologickou, chirurgickou, a psychoterapii. Nejčastěji se při léčbě kombinuje farmakologická terapie spolu s vestibulární rehabilitací. V závažných případech je indikována chirurgická léčba (Jeřábek, Kalitová, 2011, s. 341).

1.13.1 Rehabilitace vestibulárních poruch

Rehabilitace má v léčbě vestibulárních poruch zásadní význam. Rehabilitační postupy v této oblasti se vyvíjí již přes 70 let, exponenciální rozvoj vestibulární rehabilitace probíhá především posledních 15 let (Whitney, Alghwiri, Alghadir, 2015, p. 61). První rehabilitační cvičení pro pacienty s vestibulární poruchou navrhli Cawthorne a Cooksey ve čtyřicátých letech. Zahrnovalo cvičení pohybů hlavou, tělem a očima (Cooksey, 1946, p. 273). Bylo vytvořeno k tréninku VOR, obnovení balance a somatosenzorické integrace (Vrabec et al., 2007, s. 45). S určitými obměnami je používáno dodnes (Whitney, Alghwiri, Alghadir, 2015, p. 61). U nás se stal průkopníkem vestibulární rehabilitace Černý, který prováděl s pacienty habituační cvičení již v 50. letech (Lejska, 1998, s. 218).

Cílem vestibulární rehabilitace je co nejrychlejší návrat pacienta k běžným činnostem a odstranění či minimalizace obtíží. Je založena na mechanismech úpravy vestibulárních poruch, kam řadíme již zmíněnou kompenzaci, adaptaci, habituaci a substituci (Writer, Arora, 2012, pp. 62-63; Garcia et al., 2013, p. 367). Snahou je podpořit vznik náhradních strategií pro kompenzaci vestibulárního deficitu, ale také podporovat zbývající vestibulární funkce (Herdman, Schubert, Tusa, 2001, p. 401). Využívá se u periferních i centrálních vestibulárních poruch (Čakrt et al., 2007, s. 349). Největší je efekt vestibulární rehabilitace u periferních lézí, přičemž většího přínosu terapie lze dosáhnout u lézí jednostranných. U pacientů s centrální poruchou jsou kompenzační mechanismy CNS značně omezeny (Whitney, Alghwiri, Alghadir, 2015, p. 62).

Strategie rehabilitace se řídí povahou vestibulární poruchy, přítomnými symptomy a funkčními schopnostmi pacienta (Clendaniel, Tucci in Abatzides, Kitsios, 1999, p. 103). Zahrnuje terapii podporující centrální kompenzaci u periferních lézí, zlepšení stability

retinálního obrazu u pacientů s dominantní poruchou zrakové ostrosti (VOR), vypracování náhradních zrakových a somatosenzorických strategií u pacientů s chronickými obtížemi a polohové manévry u pacientů s BPPV. Spočívá také v tréninku statické a dynamické rovnováhy, který vede ke zlepšení posturální stability a snížení rizika pádů u pacientů s dominující vestibulární ataxií (Black, Pesznecker, 2003, pp. 355-360). Pomáhá pacientům také při překonávání psychických poruch, spojených s vestibulární lézí (Abatzides, Kitsios, 1999, p. 103).

U *periferních lézí* se často využívá VHT, který stimuluje kompenzační pochody na úrovni CNS (Roa Castro, Durán De Alba, Roa Castro 2008, p. 94). Habituaci rovnovážného ústrojí je redukováno množství a délka vestibulárních reakcí, snižuje se dráždivost labyrintu (Novotný, Kostřica, 2007, s. 485). VHT zahrnuje cvičení opakovaných pohybů očima, hlavou, popřípadě celým tělem. Cílem je vyrovnání asymetrie obou vestibulárních aparátů. Jedná se o modifikaci cvičení dle Cawthorna a Cookseyho (Čákr et al., 2007, s. 349; Vrabc et al., 2004, s. 45).

Pokud se jedná o *chronickou periferní vestibulární lézi*, uplatňuje se cvičení chůze a využívání optické kontroly v náročnějších situacích - např. při sportu nebo s využitím virtuální reality (Hofmanová, 2011, s. 137).

V rámci rehabilitační intervence se využívá také *domácích cvičení*. Ta zahrnují habituační trénink, cvičení stability retinálního obrazu, rovnovážná cvičení, trénink chůze a podpůrné aktivity - jogging, aerobní cvičení a další (Shepard et al. in Murray, Carroll, Hill, 2001, p. 256). Murray, Carroll a Hill (2001, p. 260) zjistili, že toto domácí vestibulární cvičení vede u pacientů s chronickou vestibulární poruchou ke zlepšení balančních schopností a ke zlepšení subjektivního vnímání závratí.

U *centrálních lézí* je efekt vestibulární rehabilitace nižší z důvodu narušení kompenzačních procesů. V tomto případě se osvědčuje především trénink limitů stability, nácvik náhradních pohybových strategií, trénink chůze přes překážky atd. Senzoricky konfliktní cvičení se u centrálních lézí nedoporučuje, může vést ke zhoršení stavu (Vrabc et al., 2004, s. 53).

Při *dominantním porušení VOR* je využíváno především VHT a provádí se také cvičení se zaměřením na ovlivnění vestibulárního vstupu zrakovým přístupem (Vrabc et al., 2004, s. 43).

Pokud je *dominantně narušen VSR*, spočívá vestibulární rehabilitace v tréninku rovnováhy ve statických i dynamických podmínkách. Obtížnost terapie se zvyšuje postupně,

od jednoduchého cvičení stoje a chůze až po složitější trénink posturální stability s využitím labilních ploch, překážek atd. (Vrabec et al., 2004, ss. 43-44).

Naprosto odlišný terapeutický přístup vyžaduje *BPPV*. Tento druh vestibulární léze vzniká při uvolnění částecek otokoní do některého ze semicirkulárních kanálků. Cílem terapie je přemístit tyto částičky z polokruhovitého kanálku do oblasti vestibula. K tomu je využíváno tzv. polohových manévru (Vrabec et al., 2004, ss. 51-52).

Přehled základních rehabilitačních intervencí v problematice vestibulárních poruch uvádí v následující tabulce Whitney, Alghwiri a Alghadir (2015, p. 63):

Tabulka 1 Intervence vestibulární rehabilitace (Whitney, Alghwiri, Alghadir 2015, p. 63)

Symptomy	Rehabilitační intervence
Vertigo vyvolané pohyby hlavy	Adaptace VOR, sakadická cvičení, trénink chůze a balance.
Polohově vázané vertigo (s atakou trvajícím méně než 1 minutu a vyčerpatelné opakovaným Dix-Hallpikovým manévrem)	Polohové manévry, podle potřeby po provedení polohových manévru také trénink balance a chůze.
Poruchy rovnováhy při stoji a chůzi	Balanční terapie, stoj a chůze na různých površích, chůze kombinovaná s pohyby hlavy a horních končetin, trénink rovnováhy při různých funkčních aktivitách.
Vizuální vertigo	Optokinetická stimulace, virtuální realita, terapie VOR.
Fobické vertigo (strach z pádů)	Trénink prevence pádů, pomalé zvyšování obtížnosti terapie s důrazem na udržení důvěry pacienta.

Vrabec et al. (2004, s. 41) zmiňuje *kontraindikace* vestibulární rehabilitace:

- trvale nízký tlak s hodnotami pod 100/60 torr,
- migrenózní vertigo,
- tranzientní ischemická ataka.

Han, Song a Kim (2011, p. 185) dále uvádí, že rehabilitace se *nedoporučuje* u nestabilních lézí a pacientů s perilymfatickou píštělí. V těchto případech vede pohybová terapie ke zhoršení stavu. Stejně tak u prudkých závratí, které se vyskytují ve spontánních epizodách (např. u Meniérovovy choroby), nelze očekávat přínos. Garcia et al. (2013, p. 373)

však potvrdili pozitivní efekt rovnovážné rehabilitace s využitím virtuální reality u pacientů s Meniérovou chorobou.

Při plánování a realizaci terapie je důležité porozumění jednotlivým patofyziologickým mechanismům, které se podílí na vzniku vestibulárního deficitu. Nezřídka se ale stává, že vlastní organická příčina zůstává neobjasněna (Lejska, 2001, ss. 10-11). V tomto případě je cílem především zmírnění či odstranění obtíží, bez ohledu na jejich příčinu. Toho lze dosáhnout terapií funkčně cílenou na aktuální problémy pacienta (Hillier, McDonnell, 2011, p. 3).

Při provádění terapie je zásadní individuální přístup ke každému pacientovi, respektování jeho limitů a zajištění bezpečnosti. Klíčová je spolupráce a motivace pacienta (Black, Pesznecker, 2003, p. 359). Lejska (1998, s. 218) dodává, že pacient není při terapii pouze pasivním pozorovatelem, stává se aktivním spolupracovníkem fyzioterapeuta a výsledek kompenzace poruchy závisí především na něm samém.

Délka a frekvence terapií, potřebná pro zlepšení obtíží, je do značné míry neznámá. Rozsah návštěv fyzioterapeuta se může pohybovat od 1-2 týdnů až do několika měsíců, s frekvencí 2-3krát týdně nebo i jednou za 2-3 týdny. Nejčastěji trvá jedna terapie 45 minut až 1 hodinu. V každém případě ale rozsah cvičení diktují symptomy pacienta. Rehabilitační postup je v tomto ohledu veden dle vnímání pacienta. Při terapii a bezprostředně po jejím skončení může přechodně dojít ke zhoršení závratí, vzniku nevolnosti či pocitu nerovnováhy. Tyto obtíže by však neměly přetrvávat déle než 20 minut po ukončení terapie. Při určování rozsahu rehabilitační léčby spolupracuje fyzioterapeut s pacientem, který zhodnotí, jakou míru zatížení dle jeho subjektivních pocitů zvládne tolerovat (Whitney, Sparto, 2011, p. 160).

Vestibulární poruchy mají velký dopad na psychiku pacienta, proto je výhodné v případě potřeby rehabilitaci kombinovat s psychoterapií. Správně vedená psychoterapie může do značné míry omezit rozvoj chronických obtíží a zamezit vzniku fobického posturálního vertiga (Jeřábek, Kalitová, 2011, s. 332). Pozitivní vliv má například kombinace vestibulární rehabilitace s kognitivně-behaviorální terapií, která vede ke zmírnění vertiga a strachu z pádů, omezení pocitů úzkosti a nejistoty a ke zlepšení stability při chůzi (Johansson et al., 2001, p. 155).

1.13.1.1 Využití přístrojů založených na simulaci

V posledních letech dochází k rozvoji nových technologií, využívaných ve vestibulární rehabilitaci. Jedná se o virtuální realitu, vibrotaktilní zpětnou vazbu a optokinetickou stimulaci (Whitney, Alghwiri, Alghadir, 2015, p. 62).

Využití přístrojů založených na simulaci poskytuje pacientovi biologickou zpětnou vazbu (feedback). Zpětná vazba podporuje multisenzorickou stimulaci a tím se podílí na urychlení kompenzačních procesů, které spočívají v reorganizaci neuronálních okruhů, uplatňujících se při řízení rovnováhy (Čakrt et al., 2009, s. 365). Urychluje rehabilitační proces tím, že pacient daný úkol pochopí, je pozitivně motivován a zlepšuje se přesnost provedení úkolu (Writer, Arora, 2012, p. 67).

Posturografie

Při terapii na posturografu stojí pacient na stabilometrické plošině, která registruje změny polohy jeho těla. Prostřednictvím tenzometrů měří jednotlivé složky tlakových sil a jejich momenty. Z těchto hodnot lze vypočítat polohu působišť výsledné tlakové síly - Center of Pressure (dále jen COP). Pohyb COP lze reálně zobrazit na monitor. Pacient sledováním monitoru získává zpětnou vazbu o aktuální poloze jeho těla a je schopen lépe regulovat posturální reakce při stoji (Kolář et al., 2009, s. 367). K tréninku statické rovnováhy lze využít i pohybu plošiny, kdy facilitujeme všechny senzorní vstupy. Při zavřených očích a pohybu plošiny zvyšujeme nároky na vestibulární systém a pacient je nucen využít jeho zbytkové funkce (Writer, Arora, 2012, p. 67). Také se cvičí přenášení váhy a zlepšování limitů stability při nejrůznějších úkolech. Tento typ terapie má uplatnění především u periferních poruch rovnováhy (Hahn, 2004, s. 64).

Virtuální realita

Virtuální realita (dále jen VR) nabízí komplexní uměle generované virtuální prostředí v kontrolovaném prostoru laboratoře. Pacient je vnořen do virtuálního prostředí, jako by byl jeho součástí a s animovanými objekty je v interaktivním vztahu (Writer, Arora, 2012, p. 67). Cílem je zásobit senzorní systém člověka signály, které dostatečně imitují skutečné podněty okolního prostředí. Terapie s využitím VR je často prováděna formou hry, facilitace pohybu probíhá tedy zábavnou formou, narušuje od rutinní rehabilitace. Zaujetí pozornosti a motivace pacienta je klíčem k úspěšné terapii (Mlíka, Janura, Mayer, 2005, ss. 112, 116-117). Naučené dovednosti se poté přenáší z virtuálního prostředí do reálného světa (Adamovich et al., 2009, p. 4). Studie dokazují, že nově se tvořící kompenzatorní nervové

synapse, vznikající na podkladě neuroplasticity ve virtuálním prostředí, jsou identické s těmi, které vznikají terapií v reálném prostředí. Dochází ke kortikálním a subkortikálním změnám na buněčné a synaptické úrovni (Holden, 2005, p. 189-191).

Hlavní nevýhodou VR je riziko vzniku tzv. cybersickness. Tímto pojmem je označována specifická forma tzv. pohybové nevolnosti (motion sickness), která může vzniknout jako následek pohlcení do virtuálního prostředí. Mezi hlavní příznaky patří nevolnost, zvracení, bolest hlavy, ospalost, ztráta rovnováhy, zhoršená koordinace oko-ruka (Holden, 2005, p. 188). Dochází k sensorickému konfliktu, kdy informace ze smyslových orgánů poskytují CNS odlišné informace (Mlíka, Janura, Mayer, 2005, s. 115). Prevencí cybersickness je používání méně pohlcujících stolních či nástěnných obrazovek (Holden, 2005, p. 188).

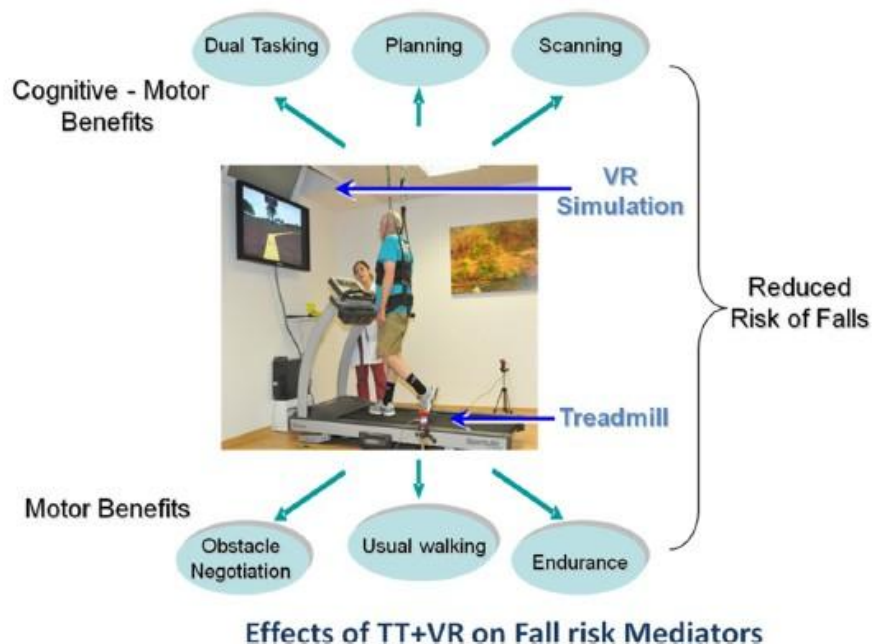
Holden (2005, p. 189) a Adamovich et al. (2009, pp. 2-3) shrnují 3 klíčové faktory, kterých využíváme v rehabilitaci s využitím VR:

- *Opakování* - plasticita závisí na praxi a změnách v neurální organizaci mozku. Opakování zlepšuje motorické učení a funkční schopnosti.
- *Smyslová zpětná vazba* - prostřednictvím multisenzorické stimulace lze dosáhnout maximálního vývoje či restrukturalizace neuronových sítí.
- *Individuální motivace* - léčba pacienta probíhá v příjemném a atraktivním prostředí.

Využití VR (vizuální zpětné vazby) při terapii vertiga podporuje proces vestibulární adaptace a úpravu VOR a VSR (Kramer in Garcia et al., 2013, p. 367; Viirre, Sitarz, 2002, pp. 500-501). Garcia et al. (2013, p. 373) také potvrdili pozitivní efekt terapie s využitím VR u pacientů s Meniérovou chorobou. Po absolvování terapie bylo prokázáno zlepšení kvality života pacientů, snížení intenzity vertiga a zlepšení limitů stability.

Přínosu VR lze využít například i při terapii na některých *běžících pásech s integrovanou silovou plošinou*. Tento typ terapie je využíván především k tréninku dynamické rovnováhy, redukci vestibulární ataxie a snížení rizika pádů. Při terapii na chodícím pásu lze navolit virtuální prostředí, ve kterém lze libovolně upravovat terén, počet překážek, délku trasy atd. Na širokoúhlé obrazovce se poté promítá určitá scénérie (např. procházka lesem). Úkolem pacienta je překračovat či obcházet navolené překážky. Nastavením počtu překážek (statických i dynamických) korigujeme obtížnost terapie a tím i nároky na udržení posturální stability a zapojení sensorických systémů. Pacienta lze při terapii jistit pomocí závěsného systému pro zvýšení bezpečnosti (Mirelman et al., 2013, pp. 3-7).

Chůze přes virtuální překážky klade větší nároky na pozornost a exekutivní funkce, než jednoduchá chůze. Výhody využití VR společně s chůzí na běžícím pásu ukazuje obrázek 4 (Mirelman et al., 2013, p. 4). Podobně, jako na principu „dual tasking“ (vykonávání dvou úkolů vyžadujících pozornost) zde dochází k tzv. negativní interferenci, což je stav, kdy dochází ke snížení výkonu u těchto úkolů ve srovnání s podmínkami při vykonávání pouze jednoho úkolu. Proto je výhodné zvolit jako primární úkol automaticky řízenou motorickou funkci, v tomto případě chůzi. Jako sekundární úkol je pak zvoleno překonávání překážek. Naším úkolem je při terapii vytvořit vhodné podmínky pro nastartování neuroplasticity a adaptace CNS. Klíčové je vytvoření cíle, v tomto případě zlepšení posturální stability při chůzi, a následně vytvoření stimulující terapeutické atmosféry, která vede k motivaci pacienta (Řasová, Tongeren, 2014, ss. 163-164).



Obrázek 4 Benefity tréninku na běžeckém pásu v kombinaci s VR (Mirelman, 2013, p. 4)

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem práce je ozřejmit vliv tréninku dynamické rovnováhy při chůzi na běžícím pásu s využitím VR u pacientů s chronickým periferním vestibulárním syndromem na statickou a dynamickou posturální stabilitu a subjektivní vnímání závratí.

2.1 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1: Ovlivní terapie vertiga s využitím VR parametry statické rovnováhy?

H₀₁: Není rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji s otevřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.

H_{A1}: Je rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji s otevřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.

H₀₂: Není rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji se zavřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.

H_{A2}: Je rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji se zavřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.

Vědecká otázka č. 2: Povede terapie vertiga s využitím VR ke změně parametrů chůze?

H₀₃: Terapie s využitím VR nevede k významným rozdílům v timingu chůze (rychlost chůze a kadence) oproti stavu před terapií.

H_{A3}: Terapie s využitím VR vede k významným rozdílům v timingu chůze (rychlost chůze a kadence) oproti stavu před terapií.

H₀₄: Terapie s využitím VR nevede k významným změnám v geometrii chůze (šířka kroku a délka dvojkroku) v porovnání se vstupními hodnotami.

H_{A4}: Terapie s využitím VR vede k významným změnám v geometrii chůze (šířka kroku a délka dvojkroku) v porovnání se vstupními hodnotami.

H₀₅: Pomocí terapie s využitím VR nedošlo k významnému rozdílu v průměrných hodnotách parametrů dynamické rovnováhy (předozadní výchylky a laterální symetrie) při vyšetření chůze v porovnání se stavem před terapií.

H_{A5}: Pomocí terapie s využitím VR došlo k významnému rozdílu v průměrných hodnotách parametrů dynamické rovnováhy (předozaďní výchyľky a laterální symetrie) při vyšetření chůze v porovnání se stavem před terapií.

Vědecká otázka č. 3: Dojde po terapii vertiga s využitím VR ke změně rovnovážných schopností, hodnocených klinickými testy?

H₀₆: Po absolvování terapie s VR nedošlo k významnému rozdílu ve skóre BBS v porovnání se skóre před terapií.

H_{A6}: Po absolvování terapie s VR došlo k významnému rozdílu ve skóre BBS v porovnání se skóre před terapií.

H₀₇: Terapie s VR nevede k významným změnám ve výsledcích TUG testu oproti vstupním hodnotám.

H_{A7}: Terapie s VR vede k významným změnám ve výsledcích TUG testu oproti vstupním hodnotám.

Vědecká otázka č. 4: Přinese terapie vertiga s využitím VR rozdíl v subjektivním vnímání závratí pacientem?

H₀₈: Po terapii s VR nedošlo k významným změnám v subjektivním vnímání závratí v porovnání se stavem před terapií.

H_{A8}: Po terapii s VR došlo k významným změnám v subjektivním vnímání závratí v porovnání se stavem před terapií.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Měření v rámci diplomové práce se zúčastnilo 5 probandů s periferním vestibulárním syndromem v chronické fázi, ve věku $65 \pm 11,8$ let. Počet probandů byl velmi omezen z důvodu malého výskytu pacientů s tímto typem vestibulární poruchy a také kvůli kritériím pro zařazení do studie. Všichni probandi absolvovali v průměru 2krát v minulosti ambulantní rehabilitaci v rozsahu 10 návštěv, zaměřenou na ošetření oblasti krční páteře z důvodu závratí, obtíže však po ukončení rehabilitace nadále přetrvávaly. Průměrná doba od vzniku obtíží činila 6 měsíců. Na terapii v rámci experimentu docházeli po doporučení z otoneurologické ambulance v rámci ambulantní rehabilitační péče. Před zahájením experimentu byli všichni probandi seznámeni s metodikou a postupem měření a terapie. Souhlasili se zpracováním naměřených dat pro vědecké účely a podepsali informovaný souhlas (viz příloha 1, s. 79).

3.1.1 Kritéria zařazení do studie

- Dospělí pacienti s chronickým periferním vestibulárním syndromem (kromě BPPV, Meniérovovy choroby a perilymfatické píštěle).
- Schopnost samostatného stoje a chůze.
- Žádné jiné neurologické onemocnění, které by mohlo ovlivnit charakter chůze (stav po iktu, Parkinsonova choroba atd.).
- Žádné nekompenzované vady zraku.
- Absence farmakologické léčby, která by mohla zkreslovat výsledky měření a terapie.
- Žádné závažné kognitivní postižení.
- Absence úrazu či operace dolních končetin mladší jednoho roku.
- Žádná kontraindikace k terapii (akutní stavy, horečnatá onemocnění, kardiovaskulární dekompenzace apod.).

3.2 Vlastní měření

Měření v rámci experimentu probíhala od května 2014 do března 2015 v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci. Po úvodním seznámení s metodikou experimentu, seznámení s případnými riziky a podepsání informovaného souhlasu byla před vlastním měřením odebrána od každého probanda anamnéza (viz příloha 4, s. 84), jejíž součástí byly také dotazy reflektující kritéria pro zařazení do studie. K získání dalších potřebných informací posloužila zdravotnická

dokumentace. Dále každý proband na základě instrukcí vyplnil dotazník DHI (viz příloha 2, s. 80).

DHI dotazník patří mezi neznámější a nejpoužívanější u pacientů se závratěmi. Byl vyvinut Jacobsonem a Newmanem v roce 1990 za účelem posouzení subjektivní úrovně znevýhodnění u pacientů se závratí (Treleaven, 2006, p. 67). DHI dotazník je využíván v mnoha zemích k hodnocení symptomů závratí. Obsahuje 25 otázek, které se vztahují k dopadům vestibulární poruchy na pacientovu osobnost (po stránce fyzické, psychické i emoční) při běžných denních činnostech (Mi Joo et al., 2012, p. 75; Murray, Carroll, Hill, 2001, pp. 255-256; Mutlu, Serbetcioglu, 2013, p. 271).

Po vyplnění dotazníku byly provedeny klinické testy - BBS (viz příloha 3, ss. 81-83) a TUG test. Každý proband byl vždy před zahájením klinického testování instruován pro správné provedení všech úkolů.

BBS hodnotí rovnovážné schopnosti ve statických a dynamických podmínkách. Vyvinula ji Kathy Bergová, kanadská fyzioterapeutka. Škála zahrnuje celkem 14 úkolů, které se hodnotí na stupnici 0-4 body (4 = nejlepší). Hodnotí se například sed bez opory, přesuny, otáčení, modifikace stoje, zvedání předmětu ze země, sed-stoj, stoj-sed a další (Berg et al., 1989, pp. 307-310; Krivošíková, 2011, ss. 208-209).

TUG je jednoduchý test, který slouží k posouzení funkční úrovně mobility, statické a dynamické rovnováhy a k ozřejmení případného zvýšeného rizika pádů. Měří se čas [s], který potřebuje pacient na to, aby se na pokyn zvedl ze židle, ušel co nejrychleji vzdálenost 3 metry, otočil se a opět posadil. Slouží především k posouzení proaktivních a anticipačních aspektů posturální kontroly (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 273-274).

Po klinickém testování následovalo měření na běžícím pásu se zabudovanou silovou plošinou Zebris FMD-T (viz obrázek 5, s. 37).

Jedná se o diagnosticko - terapeutický přístroj s širokou možností využití. Na přístroji lze libovolně nastavovat rychlost chůze (0-10 km/h) a také upravovat náklon pásu (maximálně 15 %). Před každým měřením a terapií je nutné přístroj zkalibrovat. V rámci diagnostiky lze hodnotit velké množství parametrů stoje a chůze. Díky zabudované silové plošině přístroj umožňuje analyzovat statické a dynamické rozložení sil a tlaků chodidel na podložku. Jedná se o hodnocení změny polohy COP. Měřená data jsou zpracována v reálném čase a výstupem měření je automaticky vytvořený report, kde jsou veškeré parametry stoje nebo chůze zaznamenány. Terapeutické využití má tento přístroj především při tréninku a reedukaci chůze. Výhodou je současné využití rozšířené a virtuální reality (Anonymous, 2014, pp. 2-6).



Obrázek 5 Běžící pás se zabudovanou silovou plošinou Zebris FMD-T (vlastní foto)

Před zahájením experimentu na běžícím pásu Zebris FMD-T byli všichni probandi blíže seznámeni s průběhem měření a terapie. Také jim byly poskytnuty pokyny, nezbytné pro správné naměření potřebných dat a bezpečné absolvování terapie. Při měření a terapii byli probandi na boso a v případě potřeby zabezpečeni v závěsném systému z důvodu prevence případných pádů. Před zahájením každého měření byla provedena kalibrace přístroje.

V rámci vyšetření byla zpočátku provedena analýza stoje v délce trvání 30 s - nejprve s otevřenýma očima, poté se zavřenýma. V rámci analýzy stoje byly hodnoceny následující parametry:

- *Plocha konfidenční elipsy* - vymezuje oblast 95 % projekcí COP během analýzy stoje. Je udávána v jednotkách [mm²].
- *Průměrná rychlost výchylek COP* - udává průměrnou rychlost pohybu COP během analýzy stoje. Udává se v jednotkách [mm/s].
- *Průměrná délka výchylek COP* - průměrná délka trajektorie výchylek COP během analýzy stoje. Udává se v [mm] (Kim, Ferdjallah, Harris, 2009, p. 365; Kolářová et al., 2014, s. 40).

Následně byl pás postupně rozpořhobován na preferovanou rychlost probandů, při které si krátkou dobu (maximálně 5 minut) na chůzi zvykali. Poté byla provedena analýza chůze s dobou trvání 1 minutu. V rámci analýzy chůze byly hodnoceny tyto parametry:

V rámci timingu chůze:

- *Rychlost chůze* - průměrná rychlost během analýzy chůze, udávána v jednotkách [km/h].
- *Kadence* - označuje počet kroků za standardní časovou jednotku [kroků/min].

V rámci geometrie chůze:

- *Šířka kroku* - popisuje vzdálenost mezi levou a pravou nohou. Udává se v [cm].
- *Délka dvojkroku* - udává vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími dopady chodidla stejné nohy. Je udávána také v [cm].

V rámci butterfly parametrů:

- *Předozadní výchylky* - jsou dány posouváním průsečíku průběhu COP dopředu a dozadu během chůze.
- *Laterální symetrie* - popisuje posouvání průsečíku průběhu COP doleva a doprava během chůze. Nulová hodnota označuje středovou symetrii.

Butterfly parametry popisují pohyb COP během krokového cyklu, který po dokončení tvoří obraz motýlích křidel. Jsou hodnoceny v [mm] (Anonymous, 2011, s. 44-46).

Soubor těchto vyšetření (DHI, BBS, TUG, stance analysis, gait analysis) byl proveden vždy před zahájením a po ukončení cyklu terapií. Při každém vyšetření i terapii byly u všech probandů zachovány stejné podmínky prostředí.

3.3 Průběh terapie na přístroji Zebris FMD-T

Vlastní terapie na přístroji Zebris FMD-T probíhala s využitím VR (viz obrázek 6, s. 39). Zahrnovala 10 terapeutických jednotek, rozdělených přibližně do 4 týdnů, o délce trvání cca 30 minut. Před zahájením první terapie s VR si proband cca 5 minut zvykal na chůzi na pásu preferovanou rychlostí. Poté byl na širokoúhlé obrazovce, umístěné v čele pásu, spuštěn režim VR se scénérií lesa. Úkolem probanda bylo chodit po vyznačené cestě lesem a překračovat či obcházet nastavené statické a dynamické překážky (kaluže, spadané stromy, padající kameny atd.). Umístění jeho chodidel bylo ve virtuálním prostředí zobrazeno jako stopy bot. Terapie byla prováděna bez náklonu pásu a překážky byly navoleny automaticky. Během terapie byly v případě potřeby probandů vloženy krátké pauzy.



Obrázek 6 Terapie na přístroji Zebris FMD-T s využitím VR (vlastní foto)

3.4 Statistické zpracování dat

K analýze dat byl použit statistický software IBM SPSS Statistics verze 22 (USA). Ke zjištění efektu terapie byl použit Wilcoxonův párový test. Hypotézy byly testovány na hladině signifikance 0,05. V případě signifikantního výsledku byly distribuce rozdílů (po-před) zobrazeny pomocí kvartilového krabicového grafu.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky vědecké otázky č. 1

Vědecká otázka ve znění: „Ovlivní terapie vertiga s využitím VR parametry statické rovnováhy?“ byla řešena ve dvou hypotézách.

4.1.1 Testování hypotézy H_{01} a H_{A1}

Platnost hypotézy H_{01} a H_{A1} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_{01} ve znění: „Není rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji s otevřenýma očima před a po absolvování terapie s využitím VR.“ přijímáme.

H_{A1} ve znění: „Je rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji s otevřenýma očima před a po absolvování terapie s využitím VR.“ zamítáme.

Při testování hypotézy Wilcoxonovým párovým testem nebyl prokázán signifikantní rozdíl v hodnotách parametrů statické rovnováhy při vyšetření ve stoji s otevřenýma očima před terapií a po absolvování terapie.

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup) a po absolvování terapie (výstup). Tyto charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot parametrů. Ve sloupci označeném p jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 2 Popisná statistika změn parametrů statické rovnováhy - otevřené oči

Stoj s otevřenýma očima	medián	minimum	maximum	p
plocha konfidenční elipsy vstup	988	243	2588	0,345
plocha konfidenční elipsy výstup	243	128	1927	
plocha konfidenční elipsy (vstup-výstup)	312	-939	2345	
průměrná rychlost výchylek COP vstup	23	15	31	1,000
průměrná rychlost výchylek COP výstup	25	7	44	
průměrná rychlost výchylek COP (vstup-výstup)	-3	-15	20	
průměrná délka výchylek COP vstup	655	420	889	0,893

průměrná délka výchylek COP výstup	714	204	1265	
průměrná délka výchylek COP (vstup-výstup)	-74	-429	582	

4.1.2 Testování hypotézy H_02 a H_{A2}

Platnost hypotézy H_02 a H_{A2} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_02 ve znění: „Není rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji se zavřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.“ zamítáme pro parametry průměrná rychlost a průměrná délka výchylek COP.

H_{A2} ve znění: „Je rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů statické rovnováhy (plocha konfidenční elipsy, průměrná rychlost výchylek COP a průměrná délka výchylek COP) při vyšetření ve stoji se zavřenými očima před a po absolvování terapie s využitím VR.“ přijímáme pro parametry průměrná rychlost a průměrná délka výchylek COP.

Při testování hypotézy Wilcoxonovým párovým testem bylo prokázáno signifikantní snížení průměrné rychlosti výchylek COP při vyšetření ve stoji se zavřenými očima po absolvování terapie (medián změny byl 288 mm/s, hladina signifikance $p = 0,043$). Dále bylo prokázáno signifikantní snížení průměrných délek výchylek COP (medián změny byl 10 mm, $p = 0,043$).

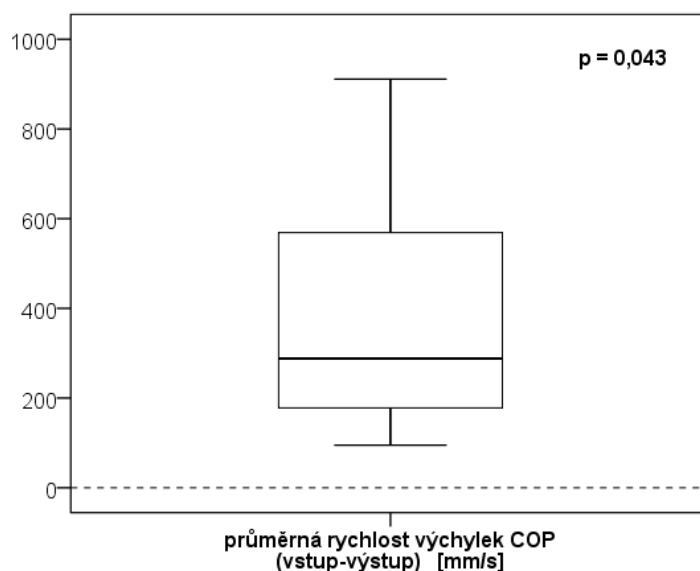
U parametru plocha konfidenční elipsy nebyla po absolvování terapie prokázána signifikantní změna ($p = 0,225$).

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po absolvování terapie (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu.

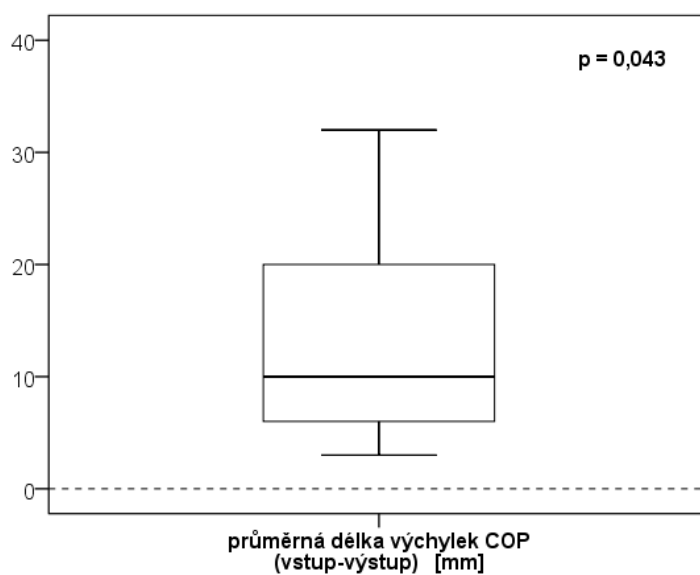
Tabulka 3 Popisná statistika změn parametrů statické rovnováhy - zavřené oči

Stoj se zavřenými očima	medián	minimum	maximum	p
plocha konfidenční elipsy vstup	2450	573	5188	0,225
plocha konfidenční elipsy výstup	517	84	3656	
plocha konfidenční elipsy (vstup-výstup)	489	-1206	4678	
průměrná rychlost výchylek COP vstup	1080	663	3442	0,043

průměrná rychlost výchylek COP výstup	618	505	2873	
průměrná rychlost výchylek COP (vstup-výstup)	288	95	911	
průměrná délka výchylek COP vstup	38	23	121	0,043
průměrná délka výchylek COP výstup	22	18	101	
průměrná délka výchylek COP (vstup-výstup)	10	3	32	



Obrázek 7 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr průměrná rychlost výchylek COP



Obrázek 8 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr průměrná délka výchylek COP

4.2 Výsledky vědecké otázky č. 2

Vědecká otázka ve znění: „Povede terapie vertiga s využitím VR ke změně parametrů chůze?“ byla řešena ve třech hypotézách.

4.2.1 Testování hypotézy H_03 a H_{A3}

Platnost hypotézy H_03 a H_{A3} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_03 ve znění: „Terapie s využitím VR nevede k významným rozdílům v timingu chůze (rychlost chůze a kadence) oproti stavu před terapií.“ zamítáme.

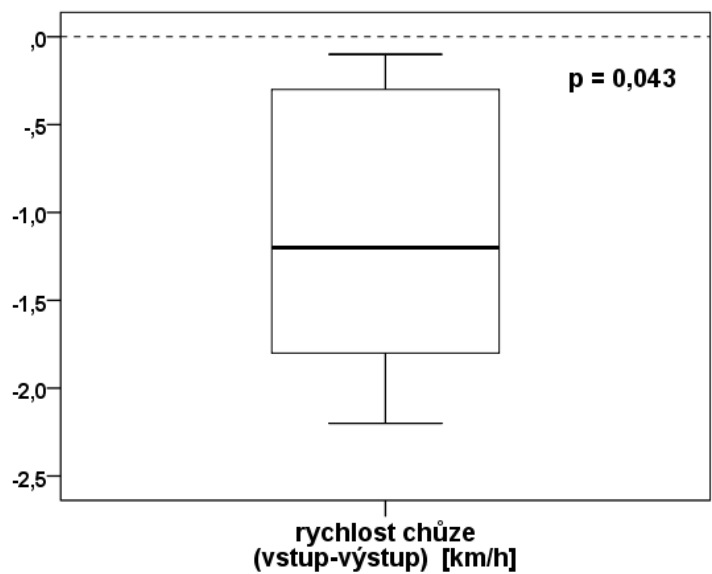
H_{A3} ve znění: „Terapie s využitím VR vede k významným rozdílům v timingu chůze (rychlost chůze a kadence) oproti stavu před terapií.“ přijímáme.

Po absolvování terapie vertiga s využitím virtuální reality došlo k signifikantnímu zvýšení rychlosti chůze (medián zvýšení byl 1,2 km/h; $p = 0,043$) a dále došlo také k signifikantnímu zvýšení kadence (medián zvýšení byl 20 kroků/min; $p = 0,043$).

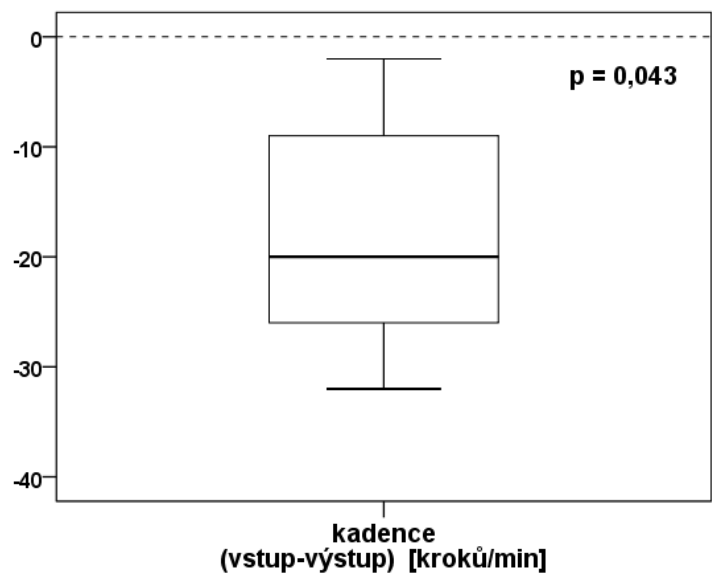
Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po absolvování terapie (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 4 Popisná statistika změn parametrů chůze - timing

	medián	minimum	maximum	p
rychlost chůze vstup	1,8	1,4	2,2	0,043
rychlost chůze výstup	3,0	1,8	3,8	
rychlost chůze (vstup-výstup)	-1,2	-2,2	-0,1	
kadence vstup	78	69	96	0,043
kadence výstup	101	80	116	
kadence (vstup-výstup)	-20	-32	-2	



Obrázek 9 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr rychlost chůze



Obrázek 10 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr kadence

4.2.2 Testování hypotézy H_04 a H_{A4}

Platnost hypotézy H_04 a H_{A4} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_04 ve znění: „Terapie s využitím VR nevede k významným změnám v geometrii chůze (šířka kroku a délka dvojkroku) v porovnání se vstupními hodnotami.“ zamítáme pro parametr délka dvojkroku.

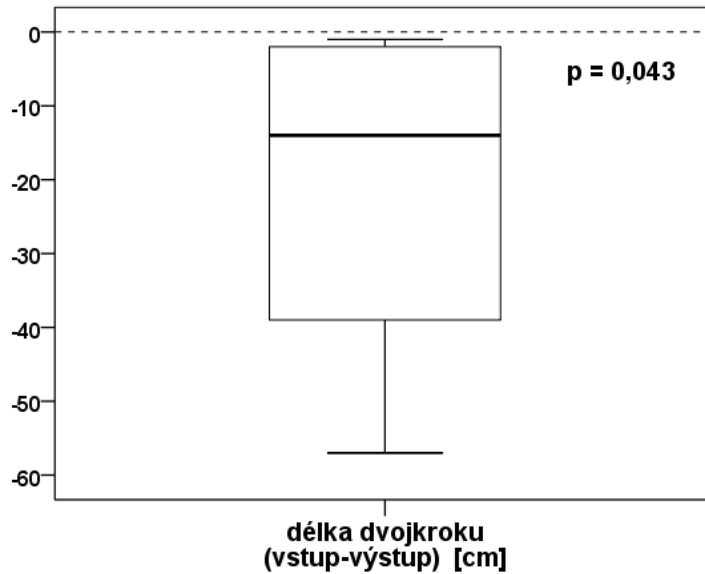
H_{A4} ve znění: „Terapie s využitím VR vede k významným změnám v geometrii chůze (šířka kroku a délka dvojkroku) v porovnání se vstupními hodnotami.“ přijímáme pro parametr délka dvojkroku.

Po absolvování terapie s využitím virtuální reality došlo k signifikantnímu zvětšení délky dvojkroku (medián zvýšení byl 14 cm; $p = 0,043$). U parametru šířka kroku nebyla po absolvování terapie prokázána signifikantní změna ($p = 0,414$).

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po absolvování terapie (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 5 Popisná statistika změn parametrů chůze - geometrie

	medián	minimum	maximum	p
šířka kroku vstup	11	4	14	0,414
šířka kroku výstup	9	7	11	
šířka kroku (vstup-výstup)	0	-4	7	
délka dvojkroku vstup	74	61	91	0,043
délka dvojkroku výstup	100	75	118	
délka dvojkroku (vstup-výstup)	-14	-57	-1	



Obrázek 11 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr délka dvojkroku

4.2.3 Testování hypotézy H_05 a H_{A5}

Platnost hypotézy H_05 a H_{A5} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_05 ve znění: „Pomocí terapie s využitím VR nedošlo k významnému rozdílu v průměrných hodnotách parametrů dynamické rovnováhy (předozaďní výchylky a laterální symetrie) při vyšetření chůze v porovnání se stavem před terapií.“ přijímáme.

H_{A5} ve znění: „Pomocí terapie s využitím VR došlo k významnému rozdílu v průměrných hodnotách parametrů dynamické rovnováhy (předozaďní výchylky a laterální symetrie) při vyšetření chůze v porovnání se stavem před terapií.“ zamítáme.

Při testování hypotézy Wilcoxonovým párovým testem nebyl prokázán signifikantní rozdíl v průměrných hodnotách parametrů dynamické rovnováhy při vyšetření chůze před terapií a po absolvování terapie.

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup) a po absolvování terapie (výstup), tyto charakteristiky jsou uvedeny také pro změnu hodnot parametrů. Ve sloupci označeném p jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 6 Popisná statistika změn průměrných hodnot parametrů dynamické rovnováhy

	medián	minimum	maximum	p
předožadní výchylky vstup	143	138	180	0,686
předožadní výchylky výstup	153	137	170	
předožadní výchylky (vstup-výstup)	-9	-11	17	
laterální symetrie vstup	-3,0	-10,0	4,0	0,686
laterální symetrie výstup	-1,8	-7,4	-0,2	
laterální symetrie (vstup-výstup)	-1,9	-3,1	4,2	

4.3 Výsledky vědecké otázky č. 3

Vědecká otázka ve znění: „Dojde po terapii vertiga s využitím VR ke změně rovnovážných schopností, hodnocených klinickými testy?“ byla řešena ve dvou hypotézách.

4.3.1 Testování hypotézy H_{06} a H_{A6}

Platnost hypotézy H_{06} a H_{A6} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_{06} ve znění: „Po absolvování terapie s VR nedošlo k významnému rozdílu ve skóre BBS v porovnání se skóre před terapií.“ zamítáme.

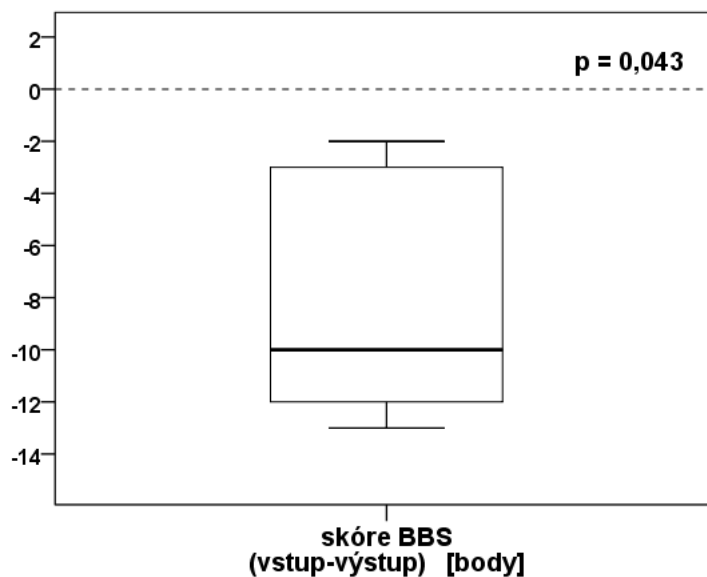
H_{A6} ve znění: „Po absolvování terapie s VR došlo k významnému rozdílu ve skóre BBS v porovnání se skóre před terapií.“ přijímáme.

Po terapii s využitím virtuální reality došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot skóre BBS (medián zvýšení byl 10 bodů; $p = 0,043$).

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po absolvování terapie (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 7 Popisná statistika změn skóre BBS

	medián	minimum	maximum	p
BBS vstup	35	34	53	0,043
BBS výstup	47	37	56	
BBS (vstup-výstup)	-10	-13	-2	



Obrázek 12 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro skóre BBS

4.3.2 Testování hypotézy H_07 a H_{A7}

Platnost hypotézy H_07 a H_{A7} byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_07 ve znění: „Terapie s VR nevede k významným změnám ve výsledcích TUG testu oproti vstupním hodnotám.“ zamítáme.

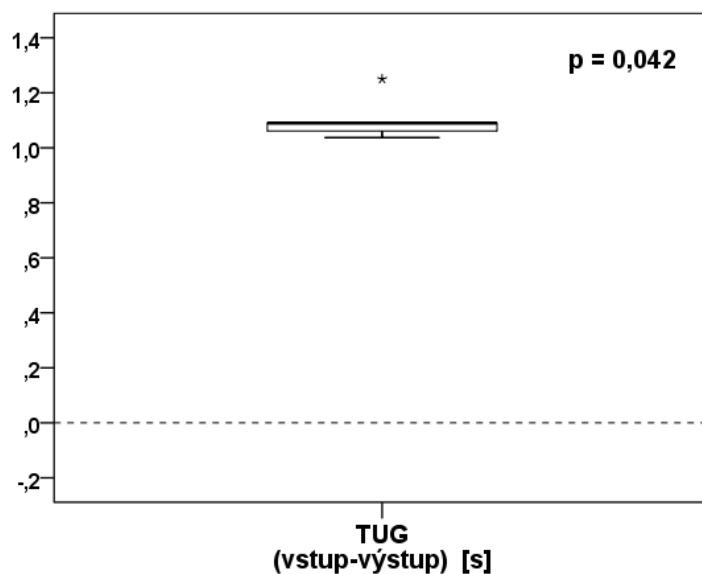
H_{A7} ve znění: „Terapie s VR vede k významným změnám ve výsledcích TUG testu oproti vstupním hodnotám.“ přijímáme.

Po terapii s využitím virtuální reality došlo k signifikantnímu snížení času TUG testu (medián snížení byl 1,1 s; $p = 0,042$).

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po absolvování terapie (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 8 Popisná statistika změn ve výsledcích TUG testu

	medián	minimum	maximum	p
TUG vstup	8,9	6,3	12,6	0,042
TUG výstup	7,8	5,2	11,5	
TUG (vstup-výstup)	1,1	1,0	1,3	



Obrázek 13 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro výsledky TUG

4.4 Výsledky vědecké otázky č. 4

Vědecká otázka ve znění: „Přinese terapie vertiga s využitím VR rozdíl v subjektivním vnímání závratí pacientem (DHI)?“ byla řešena v jedné hypotéze.

4.4.1 Testování hypotézy H_0 a H_A

Platnost hypotézy H_0 a H_A byla ověřena pomocí Wilcoxonova párového testu.

H_0 ve znění: „Po terapii s VR nedošlo k významným změnám v subjektivním vnímání závratí v porovnání se stavem před terapií.“ zamítáme.

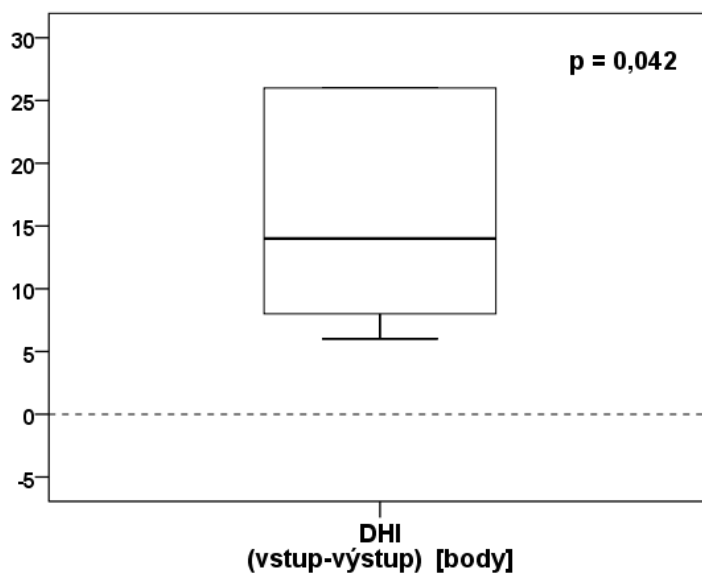
H_A ve znění: „Po terapii s VR došlo k významným změnám v subjektivním vnímání závratí v porovnání se stavem před terapií.“ přijímáme.

Po terapii s využitím virtuální reality došlo k signifikantnímu snížení počtu dosažených bodů v DHI dotazníku (medián snížení byl 14 bodů; $p = 0,042$).

Následující tabulka uvádí medián, minimální a maximální hodnotu pro měření před terapií (vstup), po terapii (výstup) a pro difference (vstup-výstup). V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu.

Tabulka 9 Popisná statistika změn v subjektivním vnímání závratí

	medián	minimum	maximum	p
DHI vstup	68	26	80	0,042
DHI výstup	42	20	66	
DHI (vstup-výstup)	14	6	26	



Obrázek 14 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro skóre DHI dotazníku

5 DISKUZE

Cílem této části diplomové práce je posoudit vliv terapie chůze na běžícím pásu se zabudovanou silovou plošinou Zebris FMD-T s využitím VR na statickou a dynamickou posturální stabilitu a subjektivní vnímání závratí u pacientů s chronickým vestibulárním syndromem. Dále je cílem porovnat získané poznatky s ostatními studiemi.

Existuje mnoho studií, které zkoumají efekt terapie s využitím VR. Mnoho se jich zaměřuje také na hodnocení efektu terapie chůze na běžících pásích s VR, především u pacientů s neurologickým onemocněním. Studie, které by zkoumaly efekt tréninku dynamické rovnováhy při chůzi s využitím virtuálních překážek u pacientů s vestibulárním onemocněním, však téměř chybí.

Do výzkumu v rámci této diplomové práce byli zařazeni probandi s blíže nespecifikovaným chronickým (tzv. jiným) periferním vestibulárním syndromem. Trpěli chronickým vertigem, spojeným s nejistotou a dominantním pocitem nerovnováhy během chůze a při běžných denních činnostech. Dle Lejsky (2001, s. 10) lze do určité míry tyto nespecifikované obtíže nazvat tzv. „funkčními“ závrativými stavy, kdy se nepodaří zcela objasnit organickou příčinu.

Do experimentu nebyli zařazeni pacienti s BPPV, Meniérovou chorobou a perilymfatickou píštělí. U BPPV tak bylo učiněno proto, že primární a velice efektivní terapii představují polohové manévry (Čakrt, Kolář, Jeřábek, 2008, s. 165). V případě perilymfatické píštěle se dle Han, Song a Kim (2011, p. 185) rehabilitace nedoporučuje, pohybová terapie v tomto případě vede spíše ke zhoršení stavu. Dle těchto autorů se neočekává přínos vestibulární rehabilitace ani u pacientů s Meniérovou chorobou, která je charakteristická spontánními epizodami prudkých závratí. Toto však vyvrací Garcia et al. (2013, p. 373), který potvrdil pozitivní efekt vestibulární rehabilitace s využitím VR právě u pacientů s Meniérovou chorobou. V jeho experimentu se však jednalo o pacienty v klidném období, kteří byli medikováni a pod neustálým dohledem otoneurologa. Dodržovali navíc speciální dietu (Garcia, 2013, p. 368).

Jelikož všichni zařazení probandi prošli určitou formou otoneurologického vyšetření a diagnostika těchto onemocnění je poměrně jednoznačná, předpokládali jsme, že byly tyto choroby vyloučeny.

Do studie byli zároveň zařazeni pouze probandi bez farmakologické léčby, která by mohla ovlivnit efekt terapie (Vuurde a Sirarz, 2002, p. 501). Dle Murray, Carroll a Hill (2001, p. 253) byli z experimentu vyloučeni pacienti s kognitivním postižením,

s nekompenzovanými vadami zraku, po nedávných operacích či úrazech na dolních končetinách a s dalšími patologiemi, které by mohly ovlivnit charakter chůze. Dle Meldrum et al. (2012, pp. 3-4) byli ze studie vyloučeni také pacienti s jiným neurologickým onemocněním.

Zařazení probandi byli průměrného věku $65 \pm 11,8$ let. Jančová a Kohlíková (2011, ss. 155-157) uvádí, že k akcentaci stárnutí dochází ve věku nad 60 let. Dochází k nárůstu multisenzorického deficitu a regresi nervového systému. Vzhledem k tomu, že jsme do experimentu zařadili také probanda ve věku 86 let, je pravděpodobné, že zde byly již přítomny ireverzibilní změny na úrovni nervového systému a smyslů. Tomu naznačuje i fakt, že u tohoto probanda byly přítomny odchylky výsledků několika měření v porovnání s ostatními probandy, které budou popsány dále.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

První vědecká otázka řešila problém, zda ovlivní terapie vertiga s využitím VR parametry statické rovnováhy. Zpracování statistické významnosti výsledků této vědecké otázky je uvedeno výše v tabulce 2 a 3 (ss. 40-42).

Při statistickém zpracování výsledků analýzy stoje se zavřenýma očima byly zjištěny signifikantní změny v průměrné rychlosti a průměrné délce výchylek COP.

Průměrná délka výchylek COP se dle Donath et al. (2012, p. 439), Hof, Gazendam a Sinke (2005, p. 5) běžně používá k měření posturální stability při stoji. Minimální délka výchylek COP značí dobrou rovnováhu. Průměrná rychlost výchylek COP je dle Baig et al. (2012, p. 14) nejlepším měřítkem pro posouzení statické posturální stability. Fernie et al. již v roce 1982 (1982, p. 16) dokázal, že průměrná rychlost výchylek COP je významně vyšší u geriatrických pacientů (63 až 99 let) s historií pádů 1-2krát do roka, než u dospělých bez historie pádů. Stejně tak se k posouzení posturální stability využívá i plocha konfidenční elipsy (Baig et al., 2012, p. 14). Toto potvrzují ve své studii také Grangeon, Guillot a Collet (2011, p. 52), kteří zkoumali vliv kognitivních úkolů na posturální regulaci při stoji. Zjistili, že zařazení kognitivních úkolů do tréninku posturální stability zvyšuje účinek terapie.

V našem experimentu se signifikantně snížila průměrná délka a průměrná rychlost výchylek COP, což dle zmíněných autorů naznačuje zlepšení statické posturální stability. Pro parametr *plocha konfidenční elipsy* nebyly při vyšetření stoje se zavřenýma očima prokázány signifikantní změny, byly však patrné výrazné snižující tendence (původní medián činil 2450 mm^2 , po terapii došlo ke snížení na 517 mm^2). Vzhledem k malému vzorku probandů se tyto tendence ale nepodařilo potvrdit. Tyto změny však v návaznosti na zlepšení

dalších parametrů naznačují zvětšení stability ve statických podmínkách. Výsledky také naznačují zlepšení funkce zbývajících sensorických vstupů, jelikož byla vyloučena zraková kontrola. To je pozitivní fakt, jelikož pacienti s vestibulární poruchou často nadměrně uplatňují zrakovou kontrolu, která substituuje přítomné dysfunkce. Tato nadměrná zraková kontrola se však uplatňuje v klidných situacích, kdy nejsou přítomny rušivé optické vjemy a pacient neotáčí hlavou. Při vyloučení zrakové kontroly, přítomnosti rušivých vizuálních vjemů a při vestibulární stimulaci, doprovázené pohyby hlavou, se příznaky zhoršují. To je způsobeno poruchou VOR (Winkler, Ciuffreda, 2009, pp. 502-503). V tomto experimentu jsme se zaměřili čistě na trénink chůze přes virtuální překážky pro zlepšení dynamické posturální stability, která byla u našich probandů primárním problémem. Onemocnění vestibulárního aparátu však také v určité míře doprovází právě porucha VOR. Terapie VOR by bylo docíleno kombinací tréninku dynamické rovnováhy, spojeného s pohyby hlavou (Herdman, Schubert, Tusa, 2001, pp. 407, 409). V budoucnu by bylo vhodné také doplnit vyšetření o test sensorické organizace na posturografu, který by nám ozřejmil, do jaké míry se zvýšilo uplatnění vestibulárního aparátu či propriocepce (Fetter, Diener, Dichgans in Badke et al., 2005, p. 48). Přístroj Zebris FMD-T však provedení tohoto testu neumožňuje.

Při stoji s otevřenýma očima se nepodařilo prokázat signifikantní zlepšení parametrů statické rovnováhy. Na tom se mohla podílet případná přítomnost multifokálních brýlí či čoček, která nebyla v rámci našeho experimentu kontrolována. Lord, Dayhew a Howland (2002, pp. 1764-1765) ve své studii ale zjistili, že pacienti, kteří používají multifokální čočky, mají zvýšenou tendenci k pádům. Je částečně zhoršeno především vnímání hloubky a kontrastu okrajů. To by mohlo vést ke snížení efektu vestibulární rehabilitace. Tento poznatek by měl být v budoucnu zohledněn a používání multifokálních brýlí či čoček by mělo být zjišťováno při sběru anamnestických údajů.

Při vyšetření stoje s otevřenýma očima došlo u probanda ve věku 86 let jako u jediného po terapii ke zvětšení plochy konfidenční elipsy, zvýšila se také průměrná rychlost a průměrná délka výchylek COP. To může být zapříčiněno multisenzorickým deficitem, který vede k narušení kompenzačních procesů, jak popisuje Jančová a Kohlíková (2011, ss. 155-157). VR mohla tento deficit více prohloubit sensoricky konfliktním prostředím, na které se stárnoucí CNS již nezvládal dostatečně adaptovat. Rozdíl mohl být umocněn také případným používáním multifokálních brýlí, které by mohly ovlivnit výsledky vyšetření stoje s otevřenýma očima, jak již bylo zmíněno. Nelze také vyloučit určitou míru vady zraku, která nebyla kompenzována, jelikož jsme tyto informace zjišťovali pouze v rámci sběru

anamnestických údajů. Při vyšetření stoje se zavřenýma očima však došlo i u tohoto probanda ke zlepšení v parametrech statické rovnováhy, i když v menší míře, než u ostatních probandů. Zlepšení výsledků naznačuje také u tohoto probanda zvýšení funkce zbývajících sensorických vstupů. V porovnání se studií Franze et al (2015, p. 391) je tento výsledek významný, jelikož ve svém výzkumu zjistil, že s pokročilým věkem se zvyšuje závislost na vizuální zpětné vazbě při aktivním řízení rovnováhy, která může kompenzovat degradaci v oblasti somatosenzorické signalizace. Na základě našich výsledků lze tedy usuzovat snížení závislosti na vizuální zpětné vazbě a zlepšení funkce ostatních sensorických vstupů i u tohoto probanda přes největší míru pravděpodobné regrese nervového systému.

Výsledky vyšetření stoje naznačují u probandů zlepšení posturální stability ve statických podmínkách. Kim, Ferdjallah a Harris (2009, p. 365) však zmiňují, že výchylky COP ve stoji nejsou přímým měřítkem funkční posturální stability. Vařeka (2002, s. 116) dodává, že při vyšetření posturální stability je výhodnější testování chůze, kdy jsou nároky na udržení rovnováhy větší, než při klidném stoji. Proto byly v našem experimentu provedeny také další testy, pro komplexnější posouzení funkční posturální stability.

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Druhá vědecká otázka se zabývala problémem, zda povede terapie vertiga s využitím VR ke změně parametrů chůze. Zpracování statistické významnosti výsledků této vědecké otázky je uvedeno výše v tabulce 4, 5 a 6 (ss. 43, 45, 47).

Po statistickém zpracování výsledků analýzy chůze bylo v rámci timingu chůze prokázáno signifikantní zvýšení rychlosti chůze a kadence. V parametrech geometrie došlo k signifikantnímu zvětšení délky dvojkroku. Pro parametr šířka kroku nebyla potvrzena signifikantní změna, byly však patrné snižující tendence.

Zkoumáním efektu tréninku dynamické rovnováhy s využitím virtuálních překážek u pacientů s vestibulárním onemocněním se zabývá jedna nedávná studie Sessoms et al. (2015). Ta zkoumala efekt tréninku rovnováhy na běžícím pásu s využitím virtuálního navádění u pacientů po poranění mozku s následkem poškození vestibulárního aparátu. V rámci kognitivně-motorického tréninku bylo využito různých virtuálních scén. Po absolvování terapie došlo ke zvýšení rychlosti chůze. V našem experimentu byla doba trvání jedné terapie 30 minut, což se shoduje s výzkumem Sessoms et al. (2015). Cyklus terapií však v našem experimentu probíhal oproti této studii kratší dobu (4 týdny). Přesto však došlo k signifikantnímu zrychlení chůze, což je jedním z ukazatelů zlepšení dynamické rovnováhy. Tento fakt potvrzuje také Kirtley (2006, pp. 25-28). V jeho studii bylo

dokázáno, že zpomalení rychlosti, spolu se snížením délky dvojkroku a prodloužením doby fáze dvojí opory jsou znaky spojené se strachem z pádu. V našem experimentu se rychlost chůze signifikantně zvětšila. To v návaznosti na studii Kirtley (2006) naznačuje snížení strachu z pádů a zlepšení dynamické posturální stability při chůzi. Došlo také ke zvětšení délky dvojkroku a kadence. Tyto parametry spolu souvisí a jejich zlepšení by mohlo vypovídat o tom, že si probandi během terapie prostřednictvím habituace postupně zvykli na chůzi na běžícím pásu. Prostřednictvím VR se také učili novým podmínkám a úkolům, které vedly ke zlepšení reaktivity na základě předchozích zkušeností a záměrů. Všechny tyto pochody se mohly podílet na celkovém zlepšení posturální stability v dynamických podmínkách.

Kirtley (2006, p. 33) dodává, že pokud je narušena rovnováha, zvětšuje se šířka kroku za účelem rozšíření opěrné báze. Kuo a Donelan (2010, p. 170) dodávají, že šířka kroku je užitečným ukazatelem senzomotorické kontroly rovnováhy při chůzi. V našem experimentu se šířka kroku sice signifikantně nezmenšila, avšak snižující tendence byly patrné (medián se po terapii snížil z 11 cm na 9 cm). Vzhledem k malému počtu pacientů se to ale nepodařilo potvrdit.

U butterfly parametrů také nedošlo po terapii ke statisticky významným změnám, nebyly ani patrné snižující tendence. To mohlo být opět ovlivněno přítomností multifokálních brýlí či čoček. Také to mohlo být ovlivněno přítomností nejstaršího probanda, který vykazoval více odchylek od zbytku vzorku, včetně butterfly hodnot. Zde je pravděpodobný především multisenzorický deficit na podkladě stárnutí, který mohl vést ke snížení efektu terapie, jak již bylo zmíněno. Testování v dynamických podmínkách kladlo obecně větší nároky na řízení posturální stability, než vyšetření v klidném stoji. Jelikož nedošlo ke zlepšení některých parametrů u nejstaršího probanda ani při vyšetření ve stoji, při chůzi se tento trend projevil také, a to především u butterfly parametrů. Na tom se mohly podílet všechny vlivy, které byly již popsány.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Třetí vědecká otázka řešila problém, zda po terapii vertiga s využitím VR dojde ke změně rovnovážných schopností, hodnocených klinickými testy TUG a BBS.

Právě BBS má dle studie Harada et al. (1995, p. 467) nejsilnější potenciál pro hodnocení funkčních schopností, poruch rovnováhy a rizika pádů. Dále se jim při posuzování rovnováhy a rizika pádů nejvíce osvědčilo měření rychlosti chůze. Oba tyto testy vykazují vysokou citlivost. V návaznosti na tuto studii bylo v našem experimentu použito měření rychlosti chůze i testování pomocí BBS. Vysoká korelace testů TUG a BBS byla dále

potvrzena ve studii Podsiadlo a Richardson in Bennie et al. (2003, p. 93), kde mimo jiné poukazují na vysokou validitu TUG pro kvantifikaci funkční mobility. Bennie et al. (2003, pp. 93-94,96) ve své studii dále porovnával souběžnou platnost TUG a Functional Reach tests s BBS u pacientů s deficitem rovnováhy. V této studii bylo prokázáno, že TUG (nebo TUG v kombinaci s Functional Reach tests) mohou být použity jako jednoduché balanční testy, srovnatelné s BBS.

Statistické zpracování výsledků TUG testu a BBS (v tabulce 7 a 8, ss. 47-48) v naší práci prokázalo zlepšení skóre obou klinických testů po absolvování terapie.

V rámci BBS dosáhl nejmenšího zlepšení skóre proband ve věku 86 let. Důvodem mohou být již několikrát zmíněné regresní změny na podkladě stárnutí či podíl případného nošení multifokálních brýlí. BBS obsahuje také úkoly, které kladou vyšší nároky na vestibulární systém a celkovou koordinaci (např. rychlé rotace hlavy a těla, zvedání předmětu ze země, přenášení váhy, stoj v tandemu a na jedné noze atd.). S rostoucím věkem se dle Hillier a McDonnell (2011, p. 6) zvyšují nároky na udržení posturální stability už v klidném stoji. Zvyšuje se svalová aktivita, která nerovnováhu kompenzuje (Laughton et al., 2003, p. 106). Některé úkoly v rámci BBS vyžadovaly větší míru svalové aktivity a celkové koordinace, proto se v náročnějších úkolech mohl projevit celkový multisenzorický deficit více, než například při testování TUG.

Shema et al. (2014, pp. 1320, 1324-1325) ve své studii uvádí, že rehabilitační postupy, které kombinují kognitivně-motorický přístup, mohou zlepšit chůzi a snížit riziko pádů u starších dospělých. K tomuto účelu je v současné době využívána VR, která může být užitečným nástrojem, který pacientovi poskytuje jak zrakovou, tak i sluchovou zpětnou vazbu a tím podporuje motorické učení, které je klíčové pro zlepšení rovnováhy. Toho lze využít u pacientů trpících nestabilitou při chůzi a běžných denních činnostech. V této studii Shema et al. (2014) byl zkoumán efekt terapie chůze na běžícím pásu v kombinaci s VR u pacientů s neurologickým onemocněním, doprovázeným pocitem nestability při chůzi a historií pádů. Po terapii došlo ke zlepšení TUG a testu chůze přes překážky (Four Step Square Test). To odráží zlepšení posturální stability a funkčních schopností. Výsledky potvrzují tvrzení, že terapie chůze na běžícím pásu s využitím VR je přínosem do klinické praxe a díky kombinaci kognitivně-motorického tréninku vede ke zlepšení rovnováhy a funkčních schopností pacienta.

Obdobně jako Shema et al. (2014) jsme v našem experimentu použili TUG test. Shumway-Cook a Woollacott (2012, pp. 273-274) udávají, že TUG test slouží ke zjištění funkční úrovně mobility, dynamické posturální stability a posouzení případného rizika pádů.

Toto tvrzení potvrzují také Podsiadlo a Richardson in Gill-Body, Beninato, Krebs (2000, p. 752). Navíc dodávají, že výsledky TUG dobře korelují s měřením rychlosti chůze. To značí, že signifikantní snížení času, potřebného pro provedení TUG testu, ke kterému došlo v rámci našeho experimentu po absolvování terapie chůze s VR, je ukazatelem zlepšení funkční mobility, dynamické rovnováhy a snížení rizika pádů. V rámci tohoto experimentu došlo také k signifikantnímu zvýšení rychlosti chůze, což navazuje na tvrzení Podsiadlo a Richardson in Gill-Body, Beninato, Krebs (2000).

Alahmari et al. (2014) prokázal ve své studii také zlepšení skóre TUG testu u pacientů s vestibulární lézí po absolvování terapie na běžícím pásu s využitím VR. Prokázal také zvětšení rychlosti chůze a zlepšení skóre DHI dotazníku. Tyto výsledky jsou srovnatelné s naším výzkumem. Tato studie porovnávala účinnost konvenční vestibulární rehabilitace a terapie s využitím VR. Terapie s VR spočívala v tréninku chůze ve virtuálním prostředí supermarketu, kde pacienti vyhledávali výrobky na pultech, čímž docházelo současně k tréninku VOR. V této studii se však nepodařilo prokázat významný rozdíl v efektu těchto terapií. V návaznosti na tuto studii by bylo vhodné do našeho experimentu zařadit také kontrolní skupinu, aby bylo možné porovnat účinnost terapie chůze s virtuálními překážkami s konvenční vestibulární rehabilitací. Vzhledem k malému počtu probandů však toto nebylo možné.

5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 4

Čtvrtá vědecká otázka řešila problém, zda terapie vertiga s využitím VR přinese rozdíl v subjektivním vnímání závratí pacientem. Zpracování statistické významnosti výsledků této vědecké otázky je uvedeno výše v tabulce 9 (s. 50).

V našem experimentu jsme využili vyšetření subjektivního náhledu probanda na vestibulární deficit prostřednictvím standardizovaného dotazníku DHI.

Řada autorů tento dotazník řadí mezi nejlepší a je celosvětově hojně využíván. Slouží především ke zhodnocení kvality života, rizika pádů a posouzení dopadu vestibulární poruchy na pacientovu osobnost po stránce fyzické, psychické i emoční (Alghwiri, Marchetti, Whitney, 2011, p. 347). Slouží také ke kvantifikaci účinku vestibulární rehabilitace (Gill-Body, Beninato, Krebs, 2000, p. 750). Čím méně bodů pacient v tomto dotazníku získá, tím lepší je jeho subjektivní náhled na obtíže a jeho kvalita života je méně omezena (Johansson et al., 2001, p. 153; Mutlu, Serbetcioglu, 2013, p. 275). Jacobson et al. (1991, p. 257) ve své studii potvrdil negativní korelaci mezi skóre DHI a výsledky testů posturální

stability. Na základě tohoto zjištění lze tedy říci, že čím více se posturální stabilita zhoršuje, tím více se zvyšuje také vnímání handicapu u pacientů s vestibulární dysfunkcí.

V rámci této studie probandi vyplnili DHI dotazník před zahájením a po ukončení terapie. Po absolvování terapie bylo prokázáno signifikantní zlepšení subjektivního vnímání obtíží. Nejméně se zlepšilo subjektivní vnímání závratí u probanda ve věku 86 let, což navazuje na dříve zmíněné výsledky měření u tohoto probanda.

Eagger et al. (1992, p. 387), Gurr, Moffat (2001, pp. 397-398), Johansson et al. (2001, p. 155), Yardley et al. (1992, p. 289) a další autoři udávají, že samotná rehabilitace bez doprovodu psychoterapie není tak účinná. Pokud se spolu s tělesnou rehabilitací využije také psychoterapeutická intervence, může být přínos terapie daleko větší. Johansson et al. (2001, pp. 151,155) ve své studii potvrdil pozitivní vliv kombinace vestibulární rehabilitace s kognitivně-behaviorální terapií u starších pacientů s vestibulárním syndromem. V rámci rehabilitační intervence využil cvičení navazující na původní rehabilitační program dle Cawthorne a Cooksey (1946). Výsledkem kombinace těchto dvou terapeutických přístupů bylo zlepšení pocitů vertiga, zrychlení chůze a zlepšení skóre DHI dotazníku. Na druhé straně Murray, Carroll a Hill (2001, p. 258) dokázali, že zlepšení parametrů posturální stability jde ruku v ruce spolu se zlepšením subjektivního vnímání závratí pacientem i bez nutnosti psychoterapeutické intervence. V jejich studii došlo po absolvování samotné vestibulární rehabilitace, která spočívala v domácím cvičení (blíže popsáno v kapitole 1.13.1), ke zlepšení posturální stability spolu se zlepšením subjektivních potíží pacienta. To mohlo být dáno tím, že pacienti se při domácím cvičení cítili lépe a bezpečněji, než v prostředí nemocnice či rehabilitační ambulance, kde terapie většinou probíhá.

Viirre a Sitarz (2002, pp. 502-203) pak ve své studii prokázali, že prostředí virtuální reality může být při terapii vertiga použito pro zlepšení VOR, zmírnění závratí, a zlepšení dalších subjektivních obtíží. Jednalo se o trénink VOR pomocí virtuální vizuální stimulace. Zlepšení (dle skóre DHI) však v rámci této studie trvalo jen týden po ukončení terapie.

Žádný z výše zmíněných autorů se však ve své studii nezabýval kombinací terapie chůze s využitím VR a doplňkové psychoterapie. To by mohlo být námětem pro další zkoumání.

V našem projektu jsme se zaměřili pouze na terapii v oblasti somatické. Signifikantního zlepšení výsledků DHI dotazníku bylo dosaženo i při pouhé rehabilitaci. Dosáhli jsme tedy podobných výsledků jako Murray, Carroll a Hill (2001, p. 258), kteří využívali k terapii domácí cvičení, jak již bylo popsáno. To může značit, že se pacienti při tréninku chůze s VR cítili bezpečně a terapie na nich zanechala pozitivní zkušenosti.

Stejně jako v našem experimentu došlo ke zlepšení výsledků DHI dotazníku po absolvování terapie chůze s využitím VR ve studii Alahmari et al. (2014), která byla již popsána.

Lze však dle výše zmíněných studií předpokládat, že terapeutický efekt by se na úrovni subjektivního vnímání probandů ještě zvýšil, pokud by prošli psychologickým vyšetřením a následnou doprovodnou psychoterapií.

V rámci pokračování našeho experimentu by bylo v budoucnu příhodné vyšetřit pacienty prostřednictvím DHI dotazníku například měsíc po ukončení terapie a ozřejmit si tím, zda zlepšení přetrvalo, či nikoliv.

5.5 Limity studie

V tomto experimentu probíhala terapie s využitím VR u probandů s chronickým periferním vestibulárním syndromem. Jednalo se o nespecifickou diagnózu. Rehabilitace by měla navazovat na podrobné otoneurologické vyšetření, které by mělo určit přesnou organickou příčinu závratí (Čakrt et al., 2007, s. 349). Diagnostika je však mnohdy obtížná a bohužel se v klinické praxi často stává, že příčina závratí zůstává neobjasněna (Lejska, 2001, ss. 10-11). Potom je terapie vedena funkčně, jako tomu bylo v tomto případě, kdy byli do experimentu zařazeni pacienti s dominující nejistotou a pocitem nerovnováhy při chůzi. Pokud by byla známa přesná diagnóza, mohla by možná být rehabilitace více cílená na konkrétní onemocnění. Je zde také možnost účasti psychické složky závratí. Jak již bylo zmíněno, závratě doprovází také psychické problémy a při dlouhotrvajících závratích mohou neustupující potíže vést k rozvoji fobického posturálního vertiga (Jeřábek, Kalitová, 2011, s. 332). Vyšetření psychologem však u těchto probandů nebylo provedeno. Proto nelze fobické vertigo zcela vyloučit. Pokud by se na těchto obtížích významně podílela psychická složka, bylo by nasnadě doplnit rehabilitaci vhodně zvolenou psychoterapií. Na základě studie Johanssona et al. (2001) by se zdálo příhodné zvolit jako doplňkovou psychoterapeutickou intervenci již zmíněnou kognitivně-behaviorální terapii.

V naší práci jsme využili tréninku dynamické posturální stability při chůzi přes automaticky nastavené virtuální překážky. Dá se ale předpokládat, že individuální přizpůsobení obtížnosti terapie, jako tomu bylo ve studii Shema et al. (2014) a Sessoms et al. (2015), by vedlo k většímu zlepšení posturální stability.

Experimentu se zúčastnili probandi, jejichž obtíže trvaly v průměru 6 měsíců. Dle Vrabce et al. (2002, s. 49) se vestibulární kompenzace uplatňuje především 6 měsíců od vzniku obtíží. V tomto případě se tedy jednalo o hraniční období. Dalo by se tedy očekávat výraznější zlepšení, pokud by terapie začala dříve.

Vzorek probandů, zařazených do tohoto experimentu, byl z hlediska věku nevyrovnaný. Studie se zúčastnil také proband ve věku 86 let, u kterého lze předpokládat přítomnost multisenzorického deficitu, který naznačují také výsledky v některých testech, které byly již popsány. Námětem pro další studie by tedy byl více homogenní vzorek pacientů z hlediska věku, případně rozdělení pacientů do skupin dle věkového rozmezí. Bylo by tak možné porovnat případné rozdíly ve výsledcích testů, související s věkem. Vzhledem k tomu, že naši studie se zúčastnilo pouze 5 probandů, nebylo toto rozdělení možné.

Dalším limitem našeho experimentu je, že při výběru probandů, který je specifikován v diskuzi, nebyl brán ohled na případné používání multifokálních brýlí či čoček, které dle Lord, Dayhew a Howland (2002, pp. 1764-1765) částečně zhoršují především vnímání hloubky a kontrastu okrajů a zvyšují tak tendenci k pádům. Toto by mělo být v budoucnu zohledněno, jak již bylo zmíněno.

Vyšetření posturální stability ve stoji bylo provedeno na přístroji Zebris FMD-T. Na tomto přístroji však nelze provádět test sensorické organizace. Proto by bylo nasnadě zařadit do hodnocení efektu terapie také vyšetření sensorické organizace (SOT) na Posturografu, jak již bylo popsáno.

Největším limitem experimentu v rámci této diplomové práce bylo malé množství probandů. Do studie nebyli zařazeni mimo jiné pacienti s BPPV, které je velmi rozšířenou diagnózou v této oblasti. Tím se výběr probandů rapidně snížil. Počet probandů omezily také kritéria pro zařazení do studie a jejich počet se nezvýšil ani po kontaktování a domluvě s více ORL ordinacemi v Olomouci.

Hlavním námětem pro pokračování této práce by bylo tedy především shromáždění většího počtu probandů a případná kategorizace dle věkových skupin. Také by bylo vhodné vytvoření kontrolní skupiny probandů, pro možnost porovnání efektu terapie s využitím VR například s konvenční vestibulární rehabilitací, jak již bylo popsáno. Bylo by nasnadě zdokonalit další výzkum dle výše uvedených limitů.

5.6 Význam pro praxi

Naším cílem bylo ozřejmit efekt využití VR v rámci rehabilitace pacientů s poškozením vestibulárních funkcí.

U řady onemocnění je pozitivní efekt VR již známým faktem. VR je například často využívána v terapii u pacientů se získaným poškozením mozku - například po cévních mozkových příhodách (Mao et al., 2014, pp. 1632-1633).

Z výsledků našeho experimentu v porovnání s dalšími studii lze usuzovat, že využití VR má i v terapii vertiga své opodstatněné místo. Po absolvování terapie chůze s virtuálními překážkami došlo u probandů ke zlepšení statické a dynamické rovnováhy. Došlo také ke zlepšení subjektivních pocitů probandů i bez nutnosti doplňkové psychoterapie. Terapie s VR se zdá být pro pacienty atraktivní a motivující, představuje alternativní zábavnou formu léčby, která má velké množství výhod oproti klasickému rutinnímu vestibulárnímu cvičení.

ZÁVĚR

Tato diplomová práce měla za cíl podat základní informace, týkající se poruch rovnováhy při postižení vestibulárního aparátu, s důrazem na diagnostiku a především terapii v této oblasti. Snahou bylo popsat také nové technologie, které lze v rehabilitaci vestibulárních poruch využít. Trendy v rehabilitaci vestibulárních poruch se stále vyvíjí, existuje však velmi málo studií, které by se věnovaly využití VR v rámci tréninku dynamické rovnováhy při chůzi u pacientů s vestibulárními poruchami.

Pacienti s onemocněním vestibulárního aparátu často trpí vertigem, problémy spojenými s poruchou VOR, mnohdy jsou však dominantní právě problémy s pocitem nerovnováhy při chůzi a dalších běžných činnostech. Tyto potíže se týkaly také probandů zařazených do naší studie, kteří popisovali především dominantní pocit nestability při chůzi.

Proto bylo našim cílem ozřejmit, zda povede trénink chůze na běžícím pásu s využitím virtuálních překážek ke zlepšení statické a dynamické posturální stability, funkčních schopností a subjektivního náhledu pacientů na jejich obtíže.

Výsledky měření nám naznačují, že terapie chůze s využitím VR má v tomto případě své uplatnění. Možnosti využití VR jsou velmi široké i v této problematice. Prostředí VR se zdá být pro pacienty atraktivní a zábavné. Jedná se o inovativní metodu, která atraktivně propojuje moderní technologie, bezpečnost a terapeutické cíle. Může vést ke zlepšení rovnováhy a funkčních schopností, jelikož virtuální prostředí umožňuje interakci související s každodenními činnostmi.

Náš experiment byl značně limitován malým počtem probandů a dalšími drobnými nedostatky. Vzhledem k velkému potenciálu využití VR v terapii vestibulárních syndromů by bylo příhodné v této práci pokračovat.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABATZIDES, G. J. KITSIOS, A. 1999. The role of rehabilitation in the treatment of balance disorders. *Journal Of Back & Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 1999, vol. 12, no. 2, pp. 101-112. [cit. 25. 2. 2015]. ISSN 10538127. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6fcaa245-9e8b-4194-a3bd-0f15c0ef158a%40sessionmgr198&vid=1&hid=113>.

ADAMOVICH, S. FLUET, G. TUNIK, E. MERIANS, A. 2009. Sensorimotor training in virtual reality: A review. *Neurorehabilitation* [online]. 2009, vol. 25, no. 1, pp. 29-44. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 10538135. Dostupné z: <http://ehis.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=82ae3b61-b34b-4b91-b10b-f95a13b3441b%40sessionmgr111&vid=2&hid=114>.

ALAHMARI, K. SPARTO, P. MARCHETTI, G. REDFERN, M. FURMAN, J. WHITNEY, S. 2014. Comparison of virtual reality based therapy with customized vestibular physical therapy for the treatment of vestibular disorders. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering: A Publication Of The IEEE Engineering In Medicine And Biology Society*. 2014, vol. 22, no. 2, pp. 389-399. ISSN 1558-0210.

ALGHWIRI, A. A. MARCHETTI, G. F. WHITNEY, S. L. 2011. Content Comparison of Self-Report Measures Used in Vestibular Rehabilitation Based on the International Classification of Functioning, Disability And Health. *Physical Therapy* [online]. 2011, vol. 91, no. 3, pp. 346-357. [cit. 24. 2. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=0e5535ec-86e2-4f77-823e-74f0d77f09bb%40sessionmgr4001&vid=2&hid=4211>.

AMBLER, Z. JEŘÁBEK, J. 2008. *Diferenciální diagnóza závratí*. 2. vyd. Praha: Triton, 2008. 229 ss. ISBN 978-80-7387-127-7.

ANONYMOUS. 2014. *Learning to walk again - Gait Analysis and Gait Training for Rehabilitation* [online]. 2014, 7 pp. [cit. 5. 3. 2015]. ISBN neuvedeno. Dostupné z: http://www.zebris.de/english/pdf/Rehawalk-GB_72.pdf.

ANONYMOUS. 2011. *Zebris FDM Preview: uživatelská příručka*. 2011, 95 ss. ISBN neuvedeno.

BADKE, M. MIEDANER, J. SHEA, T. GROVE, C. PYLE, G. 2005. Effects of vestibular and balance rehabilitation on sensory organization and dizziness handicap. *The Annals*

Of Otology, Rhinology, And Laryngology [online]. 2005, vol. 114, no. 1, pp. 48-54. [cit. 28. 4. 2015]. ISSN 0003-4894. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=9103c9d8-6fbe-437f-b0bb-3a2b32778511%40sessionmgr4004&vid=6&hid=4213>.

BAIG, S. DANSEREAU, R. CHAN, A. REMAUD, A. BILODEAU, M. 2012. Cluster Analysis of Center-of-Pressure Measures. *International Journal of Electrical and Computer Systems* [online]. 2012, vol. 1, no. 1, pp. 9-17. [cit. 25. 3. 2015]. ISSN 19292716. Dostupné z: <http://ijecs.avestia.com/2012/PDF/002.pdf>.

BENNIE, S. BRUNER, K. DIZON, A. FRITZ, H. GOODMAN, B. PETERSON, S. 2003. Measurements of Balance: Comparison of the Timed "Up and Go" Test and Functional Reach Test with the Berg Balance Scale. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2003, vol. 15, no. 2, pp. 93-97. [cit. 25. 4. 2015]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/15/2/15_2_93/_article.

BERG, K. WOOD-DAUPHINEE, S. WILLIAMS, J. GAYTON, D. 1989. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* [online]. 1989, vol. 41 no. 6, pp. 304-311. [cit. 17. 1. 2015]. ISSN 03000508. Dostupné z: <http://utpjournals.metapress.com/content/t30n37061661184r/fulltext.pdf>.

BLACK, F. O. PESZNECKER, S. C. 2003. Vestibular adaptation and rehabilitation. *Current Opinion in Otolaryngology & Head & Neck Surgery* [online]. 2003, vol. 11, no. 5, pp. 355-360. [cit. 24. 2. 2015]. ISSN 9674514. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14502066>.

BRANDT, T. 1991. *Vertigo: Its Multisensory Syndromes*. London: Springer, 1991. 329 pp. ISBN 0-387-19636-6.

BROWN, K. WHITNEY, S. MARCHETTI, G. WRISLEY, D. FURMAN, J. 2006. Physical Therapy for Central Vestibular Dysfunction. *Archives Of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 87, no. 1, pp. 76-81. [cit. 10. 1. 2015]. ISSN 00039993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)01000-2/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)01000-2/pdf).

COOKSEY, F. S. 1946. Rehabilitation in vestibular injuries. *Proc R Soc Med* [online]. 1946, vol. 39, no. 5, pp. 273-278. [cit. 10. 1. 2015]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2181739/?page=1>.

- ČAKRT, O. FUNDA, T. ČERNÝ, R. KOLÁŘ, P. MUŽÍK, J. JEŘÁBEK, J. 2012. Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření - dvě kazuistiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2012, roč. 75, č. 1, ss. 88-91. ISSN 1210-7859.
- ČAKRT, O. KOLÁŘ, P. ČERNÝ, R. FUNDA, T. JEŘÁBEK, J. 2009. Elektrotaktilní stimulace jazyka: nová možnost rehabilitace posturální stability - kazuistika. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2009, roč. 72, č. 4, ss. 364-367. ISSN 1210-7859.
- ČAKRT, O. KOLÁŘ, P. JEŘÁBEK, J. 2008. Nezapomínejme v klinické praxi na polohové vázané závratě!. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, roč. 15, č. 4, ss. 163-166. ISSN 1211-2658.
- ČAKRT, O. TRUC, M. KOLÁŘ, P. JEŘÁBEK, J. 2007. Vestibulární rehabilitace - principy rehabilitace pacientů s poruchou vestibulárního systému. *Neurologia pre prax* [online]. 2007, roč. 6, ss. 349-351. [cit. 3. 1. 2015]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=2840.
- ČIHÁK, R. 2004. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada, 2004. 672 ss. ISBN 80-247-1132-X.
- DONATH, L. ROTH, R. ZAHNER, L. FAUDE, O. 2012. Testing single and double limb standing balance performance: Comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 36, pp. 439-443. [cit. 3. 4. 2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212001208?#>.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 532 ss. ISBN 978-80-247-3240-4.
- DYLEVSKÝ, I. 2009b. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009b. 180 ss. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EAGGER, S. LUXON, L. M. DAVIES, R. A. COELHO, A. RON, M. A. 1992. Psychiatric morbidity in patients with peripheral vestibular disorder: A clinical and neuro-otological study. *Journal Of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1992, vol. 55, no. 5, pp. 383-387. [cit. 24. 3. 2015]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=244f4fde-8aa5-4a06-b388-7dc45923be5a%40sessionmgr4003&hid=4110>.
- FERNIE, G. GRYFE, C. HOLLIDAY, P. LLEWELLYN, A. 1982. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age & Ageing* [online].

1982, vol. 11, no. 1, pp. 11-16. [cit. 24. 3. 2015]. ISSN 00020729. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/11/1/11.long>.

FRANZ, J. R. FRANCIS, C. A. ALLEN, M. S. O'CONNOR, S. M. THELEN, D. G. 2015. Advanced age brings a greater reliance on visual feedback to maintain balance during walking. *Human Movement Science* [online]. 2015, vol. 40, pp. 381-392. [cit. 8. 5. 2015]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945715000135?>

GARCIA, A. GANANCA, M. CUSIN, F. TOMAZ, A. GANANCA, F. CAOVILO, H. 2013. Vestibular rehabilitation with virtual reality in Meniere's disease. *Brazilian Journal Of Otorhinolaryngology* [online]. 2013, vol. 79, no. 3, pp. 366-374. [cit. 1. 3. 2015]. ISSN 18088694. Dostupné z: http://www.scielo.br/pdf/bjorl/v79n3/en_v79n3a17.pdf.

GILL-BODY, K. BENINATO, M. KREBS, D. 2000. Relationship Among Balance Impairments, Functional Performance and Disability in People With Peripheral Vestibular Hypofunction. *Physical Therapy* [online]. 2000, vol. 80, no. 8, pp. 748-758. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=30bf32ec-23f9-4845-b7da-7198607ae39e%40sessionmgr4002&vid=4&hid=4110>.

GRANGEON, M.GUILLOT, A. COLLET, C. 2011. Postural Control During Visual and Kinesthetic Motor Imagery. *Applied Psychophysiology & Biofeedback* [online]. 2011, vol. 36, no. 1, pp. 47-56. [cit. 26. 4. 2015]. ISSN 10900586. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=e8250153-9ed3-4b01-a0ce-047b3e746fc5%40sessionmgr111&vid=2&hid=114>.

GUIDETTI, G. 2013. The role of cognitive processes in vestibular disorders. *Hearing, Balance & Communication* [online]. 2013, vol. 11, pp. 3-35. [cit. 23. 4. 2015]. ISSN 21695717. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/pdf/10.3109/21695717.2013.765085>.

GURR, B. MOFFAT, N. 2001. Psychological consequences of vertigo and the effectiveness of vestibular rehabilitation for brain injury patients. *Brain Injury* [online]. 2001, vol. 15, no. 5, pp. 387-400. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 02699052. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/223124830?accountid=16730>.

HAHN, A. 2004. *Otoneurologie: diagnostika a léčba závratí*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 119 ss. ISBN 80-247-0510-9.

HAIN, T. C. 2011. Neurophysiology of vestibular rehabilitation. *NeuroRehabilitation* [online]. 2011, vol. 29, no. 2, pp. 127-141. [cit. 10. 2. 2015]. ISSN 10538135. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=aeff311d-b67d-4ec4-bf63-814d772e31da%40sessionmgr112&vid=2&hid=126>.

HAN, B. I. SONG, H. S. KIM, J. S. 2011. Vestibular Rehabilitation Therapy: Review of Indications, Mechanisms, and Key Exercises. *J Clin Neurol* [online]. 2011, vol. 7, pp. 184-196. [cit. 5. 1. 2014]. ISSN 2005-5013. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3259492/pdf/jcn-7-184.pdf>.

HARADA, N. CHIU, V. DAMRON-RODRIGUEZ, J. FOWLER, E. SIU, A. REUBEN, D. B. 1995. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Physical Therapy* [online]. 1995, vol. 75, no. 6, pp. 462-469. [cit. 25. 4. 2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/75/6/462.long>.

HERDMAN, S. SCHUBERT, M. TUSA, R. 2001. Strategies for balance rehabilitation: fall risk and treatment. *Annals of the New York Academy of Sciences* [online]. 2001, vol. 942, pp. 394-412. [cit. 25. 2. 2015]. ISSN 1749-6632. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1749-6632.2001.tb03762.x/pdf>.

HILLIER, S. MCDONNELL, M. 2011. Vestibular rehabilitation for unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2011, issue 2, pp. 1-49. [cit. 11. 3. 2015]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21328277>.

HOF, A. GAZENDAM, M. SINKE, W. 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, vol. 38, pp. 1-8. [cit. 3. 4. 2015]. DOI10.1016/j.jbiomech.2004.03.025. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004001642>.

HOFMANOVÁ, M. 2011. *Závratě v ORL ordinaci: diagnostika závrativých stavů*. 1. vyd. Brno: M. Hofmanová, 2011. 178 ss. ISBN 978-80-254-9959-7.

HOLDEN, M. K. 2005. Virtual environments of motor rehabilitation: review. *Cyberpsychology & Behavior: The Impact Of The Internet, Multimedia And Virtual Reality On Behavior And Society* [online]. 2005, vol. 8, no. 3, pp. 187-211. [cit. 18. 2. 2015]. ISSN 1094-9313. Dostupné z:

<http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=3a3a44e3-50ec-4dbc-900b-c5f64324a768%40sessionmgr111&vid=0&hid=116>.

HORAK, F. HENRY, S. SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* [online]. 1997, vol. 77, no. 5, pp. 517-533. [cit. 23. 4. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/223124830?accountid=16730>.

HORAK, F. NASHNER, L. 1986. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1986, vol. 55, no. 6, pp. 1369-1381. [cit. 25. 2. 2015]. ISSN 00223077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/55/6/1369.full-text.pdf+html>.

JACOBSON, G. NEWMAN, C. HUNTER, L. BALZER, G. 1991. Balance Function Test Correlates of the Dizziness Handicap Inventory. *Journal of the American Academy of Audiology*. [online]. 1991, vol. 2, no. 4, pp. 253-260. [cit. 21. 4. 2015]. ISSN 1050-0545. Dostupné z: http://www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA_02_04_07.pdf.

JANČOVÁ, J. KOHLÍKOVÁ, E. 2007. Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2007, roč. 14, č. 4, ss. 155-162. ISSN 1211-2658.

JEŘÁBEK, J. 2010. *Algoritmy diagnostiky a léčby závrativých stavů*. Olomouc: Solen, 2010. 11 ss. ISBN 978-80-87327-41-8.

JEŘÁBEK, J. 2007. Diagnostika a terapie závrativých stavů. *Neurologie pro praxi*. 2007, roč. 8, č. 4, s. 231-234. ISSN 1213-1814.

JEŘÁBEK, J. 2009. Diagnostika a terapie závrativých stavů. *Practicus* [online]. 2009, roč. 6, ss. 19-21. [cit. 13. 1. 2014]. ISSN 1213-8711. Dostupné z: <http://web.practicus.eu/sites/cz/Documents/Practicus-2009-06/19-diagnostika-a-terapie-zavrativych-stavu.pdf>.

JEŘÁBEK, J. KALITOVÁ, P. 2011. Současné možnosti léčby závratí. *Neurologia pre prax* [online]. 2011, roč. 12, č. 5, ss. 330-333. [cit. 3. 1. 2014]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/05/10.pdf>.

JOHANSSON, M. ÅKERLUND, D. LARSEN, H. ANDERSSON, G. 2001. Randomized controlled trial of vestibular rehabilitation combined with cognitive-behavioral therapy for dizziness in older people. *Otolaryngology - Head And Neck Surgery* [online]. 2001, vol. 125, pp. 151-156. [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 0194-5998. Dostupné z:

http://www.researchgate.net/publication/11791500_Randomized_controlled_trial_of_vestibular_rehabilitation_combined_with_cognitive-behavioral_therapy_for_dizziness_in_older_people.

KIM, G. FERDJALLAH, M. HARRIS, G. 2009. Fast Computational Analysis of Sway Area Using Center of Pressure Data in Normal Children and Children with Cerebral Palsy. *American Journal of Biomedical Sciences* [online]. 2009, vol. 1, no. 4, pp. 364-372. [cit. 3. 4. 2015]. ISSN 19379080. Dostupné z: http://www.nwpii.com/ajbms/papers/AJBMS_2009_4_11.pdf.

KING, L. HORAK, F. 2013. On the mini-BESTest: Scoring and the reporting of total scores. *Physical Therapy* [online]. 2013, vol. 93, no. 4, pp. 571-575. [cit. 10. 1. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1353649382?accountid=16730>.

KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: Theory and practice*. 1st ed. Washington, DC: Elsevier, 2006. 309 pp. ISBN 0-443-10009-8.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 ss. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. MARKOVÁ, M. STACHO, J. SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. 138 ss. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRIVOŠÍKOVÁ, M. 2011. *Úvod do ergoterapie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. 364 ss. ISBN 978-80-247-2699-1.

KUO, A. D. DONELAN, J. M. 2010. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 2, pp. 157-174. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=ec597d1a-0f6b-4318-8951-4e61830eb426%40sessionmgr112&vid=2&hid=120>.

LAUGHTON, C. SLAVIN, M. KATDARE, K. NOLAN, L. BEAN, J. KERRIGAN, D. PHILLIPS, E. LIPSITZ, L. COLLINS, J. 2003. Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture* [online]. 2003, vol. 18, no. 2, pp. 101-108. [cit. 11. 3. 2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620200200X#>.

LEJSKA, M. 1998. Komplexní řešení závrativých stavů funkčními metodami: Posturografie a vestibulární rehabilitace. *Otorinolaryngologie a foniatrie*. 1998, roč. 47, č. 4, ss. 212-221. ISSN 1210-7867.

LEJSKA, M. 2001. *Léčba závrativých stavů vestibulární rehabilitací*. Brno: Paido, 2001. 29 ss. Edice pedagogické literatury. ISBN 80-85931-97-4.

LORD, S. DAYHEW, J. HOWLAND, A. 2002. Multifocal Glasses Impair Edge-Contrast Sensitivity and Depth Perception and Increase the Risk of Falls in Older People. *Journal Of The American Geriatrics Society* [online]. 2002, vol. 50, no. 11, pp. 1760-1766. [cit. 27. 4. 2015]. ISSN 00028614. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=ac7bd61f-9efe-4ccd-82f3-2103225d467b%40sessionmgr4001&vid=7&hid=4210>.

MAO, Y. CHEN, P. LI, L. HUANG, D. 2014. Virtual reality training improves balance function. *Neural Regeneration Research* [online]. 2014, vol. 9, no. 17, pp. 1628-1634. [cit. 28. 4. 2015]. ISSN 1673-5374. Dostupné z: http://www.nrroonline.org/temp/NeuralRegenRes9171628-1564323_042043.pdf.

MELDRUM, D. HERDMAN, S. MOLONEY, R. MURRAY, D. MALONE, K. DUFFY, D. MALONE, K. FRENCH, H. HONE, S. CONROY, R. MCCONN-WALSH, R. 2012. Effectiveness of conventional versus virtual reality based vestibular rehabilitation in the treatment of dizziness, gait and balance impairment in adults with unilateral peripheral vestibular loss: a randomised controlled trial. *Ear, Nose and Throat Disorders* [online]. 2012, vol. 12, no. 3, pp. 1-8. [cit. 21. 4. 2015]. ISSN 1472-6815. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1472-6815-12-3.pdf>.

MI JOO, K. KYU-SUNG, K. YEON HEE, J. SOO YOUNG, P. GYU CHEOL, H. 2012. The Dizziness Handicap Inventory and Its Relationship with Vestibular Diseases. *Journal Of International Advanced Otology* [online]. 2012, vol. 8, no. 1, pp. 69-77. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 13087649. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=860f8d47-2761-456f-9bc5-7c6113bdc5aa%40sessionmgr114&vid=2&hid=113>.

MIRELMAN, A. ROCHESTER, L. REELICK, M. NIEUWHOF, F. PELOSIN, E. ABBRUZZESE, G. DOCKX, K. NIEUWBOER, A. HAUSDORFF, J. 2013. V-TIME: a treadmill training program augmented by virtual reality to decrease fall risk in older adults: study design of a randomized controlled trial. *BMC Neurology* [online]. 2013, vol. 13, no. 1,

pp. 2-12. [cit. 1. 3. 2015]. ISSN 14712377. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=62a420e5-adb6-48b8-9eb0-87bb1366cf9e%40sessionmgr4005&vid=2&hid=4111>.

MLÍKA, R. JANURA, M. MAYER, M. 2005. Virtuální realita a rehabilitace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 3, ss. 112-118. ISSN 1211-2658.

MURRAY, K. CARROLL, S. HILL, K. 2001. Relationship between change in balance and self-reported handicap after vestibular rehabilitation therapy. *Physiotherapy Research International* [online]. 2001, vol. 6, no. 4, pp. 251-263. [cit. 21. 2. 2015]. ISSN 1471-2865. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/pri.232/epdf>.

MUTLU, B. SERBETCIOGLU, B. 2013. Discussion of the dizziness handicap inventory. *Journal of Vestibular Research* [online]. 2013, vol. 23 no. 6, pp. 271-277. [cit. 26. 1. 2015]. ISSN 09574271. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.3233/VES-130488>.

NAŇKA, O. ELIŠKOVÁ, M. 2009. Přehled anatomie. 2. vyd. Praha: Galén, 2009. 416 ss. ISBN 978-80-7262-612-0.

NEUMANN, D. 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 1st ed. St. Louis: Mosby, 2002. 597 pp. ISBN 9780815163497.

NOVOTNÝ, M. HAHN, A. 1997. *Závratě: diagnostika a léčba*. Stuttgart: Aesopus, 1997. 157 ss. ISBN 3-7773-1744-6.

NOVOTNÝ, M. KOSTŘICA, R. 2007. Vertigo. *Med. pro praxi* [online]. 2007, roč. 4, č. 10, ss. 483–486. [cit. 18. 1. 2014]. ISSN 1803-5310. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2007/11/11.pdf>.

PALMIERI, R. INGERSOLL, C. STONE, M. KRAUSE, B. 2002. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal Of Sport Rehabilitation* [online]. 2002, vol. 11, no. 1, pp. 51-66. [cit. 23. 2. 2015]. ISSN 10566716. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=657c900d-e9ef-4eea-afb9-b867159af92a%40sessionmgr4001&vid=3&hid=4211>.

ROA CASTRO, F. DURÁN DE ALBA, L. ROA CASTRO, V. 2008. Experience With Epley's Manoeuvre and Vestibular Habituation Training in Benign Paroxysmal Positional Vertigo. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition)* [online]. 2008, vol. 59, pp. 91-95. [cit. 18. 1. 2014]. ISSN 2173-5735. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2173573508702011?>

ŘASOVÁ, K. TONGEREN, H. 2014. Positive Interfering Dual-Tasking. Nové rehabilitační metody - popis metodiky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, roč. 21, č. 3, ss. 163-164. ISSN 1211-2658.

SEIDL, Z. 2008. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. 168 ss. ISBN 978-80-247-2733-2.

SESSOMS, P. H. GOTTSALL, K. R. COLLINS, J. D. MARKHAM, A. E. SERVICE, K. A. REINI, S. A. 2015. Improvements in Gait Speed and Weight Shift of Persons With Traumatic Brain Injury and Vestibular Dysfunction Using a Virtual Reality Computer-Assisted Rehabilitation Environment. *Military Medicine* [online]. 2015, pp. 143-149. [cit. 28. 4. 2015]. ISSN 00264075. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=ac7bd61f-9efe-4ccd-82f3-2103225d467b%40sessionmgr4001&vid=4&hid=4210>.

SHEMA, R. S. BROZGOL, M. DORFMAN, M. MAIDAN, I. SHARABY-YESHAYAHU, L. MALIK-KOZUCH, H. WACHSLER YANNAI, O. GILADI, N. HAUSDORFF, J. M. MIRELMAN A. 2014. Clinical Experience Using a 5-Week Treadmill Training Program With Virtual Reality to Enhance Gait in an Ambulatory Physical Therapy Service. *Physical Therapy* [online]. 2014, vol. 94, no. 9, pp. 1319-1326. [cit. 23. 4. 2015]. ISSN 00319023. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=0df6ace2-ba5d-4a8a-a70c-1f8f3c4832e8%40sessionmgr114&vid=2&hid=122>.

SHUMWAY-COOK, A. WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 641 pp. ISBN 978-1-4511-1710-3.

SKÁLA, B. HAHN, A. ŠEJNA, I. EFFLER, J. 2008. *Závrativé stavy - Doporučené diagnostické a terapeutické postupy pro všeobecné praktické lékaře*. Praha: Společnost všeobecného lékařství ČLS JEP, 2008. 16 ss. ISBN 978-80-86998-29-9.

TEGGI, R. CALDIROLA, D. FABIANO, B. RECANATI P. BUSSI, M. 2009. Rehabilitation after acute vestibular disorders. *The Journal of Laryngology* [online]. 2009, vol. 123, no. 4, pp. 397-402. [cit. 8. 1. 2014]. ISSN 00222151. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0022215108002983.

TRELEAVEN, J. 2006. Dizziness Handicap Inventory (DHI). *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2006, vol. 52, p. 67.

[cit. 5. 1. 2014]. ISSN 0004-9514. Dostupné z: http://ajp.physiotherapy.asn.au/AJP/vol_52/1/AustJPhysiotherv52i1Clinimetrics.pdf.

TROJAN, S. DRUGA, R. PFEIFFER, J. VOTAVA, J. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, 2005. 237 ss. ISBN: 80-247-1296-2.

VALKOVIČ, P. 2008. Praktický přístup k problematice závratov. *Via practica*. 2008, roč. 5, č. 4, ss. 30-35. ISSN 1336-4790.

VAŘEKA, I., 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, ss. 115-121. ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, ss. 122-129. ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. 1995. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 ss. ISBN 80-7184-100-5.

VÉLE F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. 271 ss. ISBN 8071692565.

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

VIIRRE, E. SITARZ, R. 2002. Vestibular Rehabilitation Using Visual Displays: Preliminary study. *The Laryngoscope* [online]. 2002, vol. 112, no. 3, pp. 500-503. [cit. 1. 3. 2015]. ISSN 0023852X. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1097/00005537-200203000-00017/epdf>.

VRABEC, P. 2000. *Poruchy rovnováhy*. 1. vyd. Praha: Triton, 2000. 47 ss. Vím víc; sv. 14. ISBN 80-7254-129-3.

VRABEC, P. KLUH, J. HOLCÁT, J. JEŘÁBEK, J. ČERNÝ, R. 2004. Polohový a polohovací nystagmus. *Otorinolaryngologie a foniatrie*. 2004, roč. 53, č. 2, ss. 80-82. ISSN 1210-7867.

VRABEC, P. LISCHKEOVÁ, B. SKŘIVAN, J. ČERNÝ, R. TRUC, M. 2007. *Rovnovážný systém II - speciální část*. 1. vyd. Praha: Triton, 2007. 210 ss. ISBN 978-80-7387-050-8.

VRABEC, P. LISCHKEOVÁ, B. SVĚTLÍK, M. SKŘIVAN, J. 2002. *Rovnovážný systém I. obecná část. Klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. 1. vyd. Praha: Triton, 2002. 99 ss. ISBN 80-7254-307-5.

- VYSKOTOVÁ, J. MRÁZKOVÁ, E. SACHOVÁ, P. RICHTEROVÁ, K. BAAROVÁ, Š. BUŽGOVÁ, R. HAJDUKOVÁ, Z. 2013. Kvalita života pacientů se závratí. *Pracovní lékařství* [online]. 2013, roč. 65, č. 1-2, ss. 25-31. [cit. 13. 1. 2014]. ISSN 1805-4536. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=214b007f-495b-43a2-97bf-eb54ab2ef2a3%40sessionmgr198&vid=1&hid=128>.
- WHITNEY, S. L. ALGHWIRI, A. ALGHADIR, A. 2015. Physical therapy for persons with vestibular disorders. *Current Opinion In Neurology* [online]. 2015, vol. 28, no. 1, pp. 61-68. [cit. 15. 2. 2015]. ISSN 1473-6551. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25514252>.
- WHITNEY, S. L. SPARTO, P. J. 2011. Principles of vestibular physical therapy rehabilitation. *Neurorehabilitation* [online]. 2011, vol. 29, no. 2, pp. 157-166. [cit. 16. 12. 2014]. ISSN 10538135. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=558f7880-9c10-44e3-a20c-754452afa9a9%40sessionmgr4002&vid=2&hid=4113>.
- WINKLER, P. CIUFFREDA, K. 2009. Clinical research: Ocular fixation, vestibular dysfunction, and visual motion hypersensitivity. *Optometry - Journal Of The American Optometric Association* [online]. 2009, vol. 80, pp. 502-512. [cit. 1. 5. 2015]. ISSN 1529-1839. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529183909003455?#>.
- WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193-214. [cit. 25. 2. 2015]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296828499#>.
- WRITER, H. ARORA, R. 2012. Vestibular rehabilitation: An overview. *Otorhinolaryngology Clinics* [online]. 2012, vol. 4, no. 1, pp. 54-69. [cit. 13. 1. 2014]. ISSN 0975444X. Dostupné z: http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=3564&Type=FREE&TYP=TOP&IN=_eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=280&isPDF=YES.
- YARDLEY, L. VERSCHUUR, C. MASSON, E. LUXON, L. HAACKE, N. 1992. Somatic and psychological factors contributing to handicap in people with vertigo. *British Journal Of Audiology* [online]. 1992, vol. 26, no. 5, pp. 283-290. [cit. 26. 4. 2015]. ISSN 0300-5364. Dostupné z: http://www.researchgate.net/publication/21670077_Somatic_and_psychological_factors_contributing_to_handicap_in_people_with_vertigo.

SEZNAM ZKRATEK

2MWT	2 Minute Walk Test
ABC	The Activities-specific Balance Confidence Scale
ADLQ	Activities of Daily Living Questionnaire
BBS	Berg Balance Scale
BPPV	benigní paroxysmální polohové vertigo
CNS	centrální nervový systém
COP	center of pressure
DHI	Dizziness Handicap Inventory
et al.	a další
FSST	Four Step Square Test
H	hypotéza
ORL	otorinolaryngologie
p.	page
pp.	pages
s.	strana
ss.	strany
TUG	Time Up and Go Test
VADL	Vestibular Disorder Activities of Daily Living Scale
VCR	vestibulo-kolický reflex
VHT	vestibulární habituační trénink
VOR	vestibulo-okulární reflex
VR	virtuální realita
VSR	vestibulo-spinální reflex

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Funkce vestibulárního systému (Writer, Arora, 2012, p. 54)

Obrázek 2 Membranózní labyrint a VIII. mozkový nerv (Ambler, Jeřábek, 2008, s. 65)

Obrázek 3 Vestibulo-okulární a vestibulo-spinální reflexní oblouk (Hain, 2011, p. 134)

Obrázek 4 Benefity tréninku na běžeckém pásu v kombinaci s VR (Mirelman, 2013, p. 4)

Obrázek 5 Běžící pás se zabudovanou silovou plošinou Zebris FMD-T (vlastní foto)

Obrázek 6 Terapie na přístroji Zebris FMD-T s využitím VR (vlastní foto)

Obrázek 7 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr průměrná rychlost výchylek COP

Obrázek 8 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr průměrná délka výchylek COP

Obrázek 9 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr rychlost chůze

Obrázek 10 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr kadence

Obrázek 11 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr délka dvojkroku

Obrázek 12 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr skóre BBS

Obrázek 13 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr TUG

Obrázek 14 Kvartilový krabicový graf - distribuce rozdílů (vstup-výstup) pro parametr skóre DHI dotazníku

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Intervence vestibulární rehabilitace (Whitney, Alghwiri, Alghadir 2015, p. 63)

Tabulka 2 Popisná statistika změn parametrů statické rovnováhy - otevřené oči

Tabulka 3 Popisná statistika změn parametrů statické rovnováhy - zavřené oči

Tabulka 4 Popisná statistika změn parametrů chůze - timing

Tabulka 5 Popisná statistika změn parametrů chůze - geometrie

Tabulka 6 Popisná statistika změn průměrných hodnot parametrů dynamické rovnováhy

Tabulka 7 Popisná statistika změn skóre BBS

Tabulka 8 Popisná statistika změn ve výsledcích TUG testu

Tabulka 9 Popisná statistika změn v subjektivním vnímání závratí

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 DHI dotazník (Murray, Carroll, Hill, 2001, s. 261-262)

Příloha 3 Bergova balanční škála (Berg in Krivošíková, 2011, ss. 332-335)

Příloha 4 Anamnéza (Ambler, Jeřábek, 2008 ss. 14-15; Novotný, Kostřica, 2007, ss. 483-484)

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
ÚSTAV FYZIOTERAPIE

Informovaný souhlas

výzkumný projekt: diplomová práce

autor: Bc. Lucie Komrzá

vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

období realizace: 2014-2015

Souhlasím s vyšetřením stoje a chůze na dynamickém běžeckém pásu společnosti Zebris a s provedením klinických testů k posouzení balančních reakcí v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Tato vyšetření budou provedena v rámci diplomové práce Bc. Lucie Komrzé pod vedením Mgr. Lucie Szmekové s názvem Virtuální realita jako součást terapie vertiga. Cílem této diplomové práce je ozřejmit účinek terapie na dynamickém běžeckém pásu společnosti Zebris s využitím virtuální reality u pacientů s vertigem periferního typu.

Souhlasím také s poskytnutím informací do dotazníku hodnotícího subjektivní vnímání vertiga, s nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace, se zařazením do studie v rámci diplomové práce a s naměřením dat pro tento projekt, která budou následně anonymně zpracována a publikována.

V Olomouci dne:

Jméno a podpis:

Dotazník subjektivního vnímání závratí pacientem

Dizziness handicap inventory (DHI)

	Aspekt	Otázka	ano	občas	ne
1	Fyzický	Zhoršují se Vaše závratě?			
2	Emoční	Cítíte se kvůli svým závratím frustrovaný/á?			
3	Funkční	Omezujete kvůli závratím pracovní cestování nebo cestování ve volném čase?			
4	Fyzický	Zhoršují se Vaše závratě, když jdete podél regálů v supermarketu?			
5	Funkční	Máte kvůli závratím problémy s uléháním nebo se vstáváním z postele?			
6	Funkční	Omezují Vás závratě výrazněji ve společenských aktivitách (cesta na večeri, cesta do kina, tancování, návštěva večírku)?			
7	Funkční	Máte kvůli závratím problémy se čtením?			
8	Fyzický	Zhoršují sportovní aktivity nebo domácí úklid Vaše závratě?			
9	Emoční	Bojíte se kvůli závratím opustit domov bez doprovodu druhé osoby?			
10	Emoční	Cítíte se kvůli Vaším závratím nejistý/á při setkání s jinými lidmi?			
11	Fyzický	Zhoršují Vám rychlé pohyby hlavou závratě?			
12	Funkční	Vyhýbáte se kvůli závratím výškám?			
13	Fyzický	Zhoršují se Vám závratě, když se otáčíte v posteli?			
14	Funkční	Je kvůli závratím pro Vás těžké dělat ráznější a namáhavé práce v domácnosti?			
15	Emoční	Máte strach, že si Vaše okolí může myslet, že jste opilý/á kvůli Vaším závratím?			
16	Funkční	Je pro Vás kvůli závratím těžké chodit sám/sama na procházky?			
17	Fyzický	Dělá Vám kvůli závratím potíže chůze po chodníku?			
18	Emoční	Máte kvůli závratím problémy se soustředěním?			
19	Funkční	Máte kvůli závratím problémy s chůzí ve tmě?			
20	Emoční	Bojíte se kvůli závratím být sám/sama doma?			
21	Emoční	Cítíte se kvůli závratím znevýhodněný/á?			
22	Emoční	Máte kvůli závratím problémy v rodině a s přáteli?			
23	Emoční	Cítíte se kvůli závratím v depresi?			
24	Funkční	Omezují Vás závratě v profesním životě?			
25	Fyzický	Můžete se předklonit i přes své závratě?			

celkem:

Příloha 3 Bergova balanční škála (Berg in Krivošíková, 2011, ss. 332-335)

Stupně: Hodnotte nejnižší kategorii (4 = nejlepší, 0 = nejhorší)

1. Postavování ze sedu (sed–stoj) _____

Instrukce: Prosím, postavte se. Pokuste se nepoužívat při postavování ruce.

- (4) schopen postavit se, nepoužívá ruce a stabilizuje samostatně
- (3) schopen postavit se samostatně, používá ruce
- (2) schopen postavit se, přičemž používá oporu HK, a to po několika pokusech
- (1) potřebuje minimální asistenci k postavení nebo k stabilizaci
- (0) potřebuje střední nebo maximální dopomoc k postavení

2. Stoj bez opory _____

Instrukce: Stoj 2 minuty bez opory.

- (4) schopen stát samostatně 2 minuty
- (3) schopen stát 2 minuty s dohledem
- (2) schopen stát 30 sekund bez opory
- (1) potřebuje několik pokusů stát 30 sekund bez opory
- (0) neschopen stát 30 sekund bez asistence

Jestliže je pacient schopen stát 2 minuty samostatně, bodujte plnou známkou v bodě 3 a pokračujte bodem 4.

3. Sed bez opory, nohy na podložce _____

Instrukce: Sedte s rameny volně při těle po dobu 2 minut.

- (4) schopen sedět bezpečně a samostatně po dobu 2 minut
- (3) schopen sedět 2 minuty s dohledem
- (2) schopen sedět 30 sekund
- (1) schopen sedět 10 sekund
- (0) neschopen sedět bez opory 10 sekund

4. Stoj–sed (posazování ze stoje) _____

Instrukce: Posadte se, prosím.

- (4) sedá si bezpečně s minimálním použitím HK
- (3) kontroluje posazování HK
- (2) používá jako oporu zadní stranu končetin
- (1) sedá si samostatně, ale je nestabilní
- (0) potřebuje asistenci ke stabilnímu sedání

5. Přesuny _____

Instrukce: Přesuňte se z židle na postel a zpátky. Jedním směrem se posazujte na sedadlo (postel) bez opěrek, druhým na židli s opěrkami.

- (4) schopen přesunů bezpečně s minimálním použitím HK
- (3) schopen přesunů bezpečně s použitím HK
- (2) schopen přesunů se slovní dopomocí a/nebo s dohledem
- (1) potřebuje asistenci 1 osoby
- (0) potřebuje asistenci 2 osob nebo dohled druhé osoby

6. Stoj bez opory, zavřené oči _____

Instrukce: Zavřete oči a stůjte tak po dobu 10 sekund.

- (4) schopen stát 10 sekund samostatně
- (3) schopen stát 10 sekund se supervizí (dohledem druhé osoby)
- (2) schopen stát 3 sekundy
- (1) neschopen udržet zavřené oči 3 sekundy, ale stojí samostatně
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

7. Stoj bez opory, stoj spojný _____

Instrukce: Stoj spojný a udržte se vzpřímeně v stoji.

- (4) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 1 minuta
- (3) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 1 minuta s dohledem
- (2) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 30 sekund
- (1) neschopen udržet danou polohu, ale schopen stát 15 sekund ve stoji spojném
- (0) potřebuje pomoc k udržení polohy a neschopen stát 15 sekund

Následující položky jsou prováděné ve stoji bez opory.

8. Natahování dopředu v předpažení _____

Instrukce: Zvedněte ramena do úhlu 90 stupňů. Natáhněte prsty a předpažte. Vyšetřující přiloží pravítko ke konečkům prstů. Pak se pacient natáhne dopředu, bez pohybů dolních končetin. Vyšetřující zaznamená rozdíl mezi oběma vzdálenostmi.

- (4) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost 25 cm (Duncanové funkční test)
- (3) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost větší než 13 cm
- (2) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost větší než 5 cm
- (1) natáhne se dopředu, ale potřebuje dohled druhé osoby
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

9. Zvednout předmět ze země _____

Instrukce: Zvedněte pantofle ze země.

- (4) schopen zvednout předmět bezpečně a samostatně
- (3) schopen zvednout předmět, ale potřebuje dohled
- (2) neschopen zvednout předmět, ale schopen se k němu přiblížit na vzdálenost 5 cm, je schopen udržet v této poloze rovnováhu
- (1) neschopen zvednout předmět a potřebuje dohled při svém pokusu
- (0) neschopen ani pokusu / potřebuje pomoc, aby neupadl

10. Rotace hlavy. Ohlédnout se přes pravé/levé rameno _____

Instrukce: Otočte hlavou doprava a ohlédněte se přes pravé rameno. Zopakujte instrukci vlevo.

- (4) rotace do obou stran, schopen ohlédnout se přes obě ramena, adekvátně přenáší váhu
- (3) rotace možná jenom do jedné strany, na obou stranách neadekvátní přenášení váhy
- (2) rotace do stran, udrží rovnováhu, neohlédne se přes rameno
- (1) potřebuje dohled při otáčení se
- (0) potřebuje pomoc při otáčení, aby neupadl

11. Rotace 360 stupňů _____

Instrukce: Otočte se kolem své osy. Přestávka. Pak se otočte kolem své osy opačným směrem.

- (4) schopen otočit se kolem své osy bezpečně v limitu 4 sekund každým směrem
- (3) schopen otočit se kolem své osy bezpečně jenom jedním směrem v limitu 4 sekund
- (2) schopen otočit se kolem své osy bezpečně, ale pomalu
- (1) potřebuje asistenci druhé osoby nebo verbální nápovědu
- (0) potřebuje asistenci druhé osoby při otáčení se kolem své osy

Dynamické přenášení váhy, stoj bez opory

12. Počet naměřených kontaktů _____

Instrukce: Střídavě pokládejte nohy na nízkou židli. Pokračujte, až se každá noha dotkne židle 4×.

- (4) schopen stát samostatně a bezpečně a provést 8 kontaktů v limitu 20 sekund
- (3) schopen stát samostatně a bezpečně a provést 8 kontaktů v limitu menším než 20 sekund
- (2) schopen provést 4 kontakty nohy se židlí bez pomůcky nebo supervize
- (1) schopen provést méně než 3 kontakty, potřebuje minimální asistenci
- (0) potřebuje asistenci, aby neupadl / neschopen

13. Stoj bez opory, tandem _____

Instrukce: (Předved'te instrukci). Umístěte plosky nohou jednu před druhou. Jestliže cítíte, že nemůžete udržet tuto pozici, pokuste se více nakročit.

- (4) schopen provést tandem samostatně a vydržet 30 sekund
- (3) schopen udržet pozici tandem samostatně s větším nakročením a vydržet 30 sekund
- (2) schopen udržet pozici semi-tandem a vydržet 30 sekund
- (1) potřebuje pomoc při nakročení, ale vydrží 15 sekund
- (0) ztrácí rovnováhu při nakročení a stojí, neschopen udržet rovnováhu v této pozici

14. Stoj na jedné noze _____

Instrukce: Stůjte na jedné noze bez opory tak dlouho, jak můžete.

- (4) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž větší než 10 sekund
- (3) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž 5–10 sekund
- (2) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž 3–5 sekund
- (1) pokus o zvednutí nohy; neschopen udržet nohu po dobu 3 sekund, stoj je samostatný
- (0) neschopen provést úkol / potřebuje asistenci druhé osoby, aby neupadl

Celkové skóre: _____/56 _____

Příloha 4 Anamnéza (Ambler, Jeřábek, 2008 ss. 14-15; Novotný, Kostřica, 2007, ss. 483-484)

- Typ a přesný popis závratě - zásadní pro rozlišení vestibulární (centrální či periferní), nevestibulární či jiné příčiny závratě.
- Začátek záchvatu závratě - rychlý nebo pomalý, spouštěcí faktory.
- Průběh závratě - zhoršování či zlepšování.
- Doba trvání ataky - může pomoci při rozlišení typu vestibulární poruchy, jednotlivá onemocnění vestibulárního systému se liší dobou trvání ataky.
- Polohy a pohyby, které závrať ovlivňují - především pohyby hlavou (zejména u polohově vázaných závratí).
- Přítomnost doprovodných příznaků (poruchy sluchu, nauzea, vomitus, pocení, bušení srdce atd.).
- Úlevová poloha při atace.
- Předchozí (rehabilitační) léčba závratí a její úspěšnost.
- Zaměstnání (hluk, vibrace, toxické látky).
- Prodělaná infekční onemocnění - především meningitida, meningoencefalitida.
- Úrazy - především hlavy a krční páteře.
- Medikace - při užívání některých léků jsou závratě projevem vedlejších účinků.
- Věk pacienta.