



# UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Studijní program: Neurovědy

## **Využití biologické zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchou posturální stability**

Mgr. Ondřej Čákr

Školitel: Doc. MUDr. Jaroslav Jeřábek, CSc.

**Disertační práce**

Praha 2013

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

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

V Praze, 25. února 2013

Ondřej Čákr

**Identifikační záznam:**

ČAKRT, Ondřej. *Využití biologické zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchou posturální stability. [Biofeedback in patients with balance disorders]*. Praha, 2013. Počet stran 61 (14 obrázků, 4 tabulky). Přílohy práce tvoří 5 samostatných publikací otisklých v časopisech s definovaným impakt faktorem. Dizertační práce (Ph.D.). Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Neurologická klinika a Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, 2013, doc. MUDr. Jaroslav Jeřábek, CSc.

## **Poděkování**

*Na tomto místě bych rád poděkoval svému školiteli Doc. MUDr. J. Jeřábkovi, CSc. za vedení práce. Přednostovi Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK Prof. PaedDr. P. Kolářovi, PhD. za poskytnuté pracovní zázemí. Prof. MUDr. J. Betkovi, DrSc. za vstřícnost při spolupráci na problematice rehabilitace pacientů s vestibulárním schwannomem. Dále bych rád poděkoval ing. T. Fundovi a MUDr. K. Slabému za pomoc při zpracování výsledků. V neposlední řadě patří mé poděkování Prof. MUDr. E. Zvěřinovi, DrSc. za podnětné připomínky a všem spolupracovníkům z FN Motol. Děkuji také pacientům, kteří byli ochotni se se zúčastnit jednotlivých studií.*

## SEZNAM ZKRATEK

AP	antero-posteriorní
BP	BrainPort
BZV	biologická zpětná vazba
CoP	Center of Pressure (působíště reakční síly podložky)
CTSIB	Clinical Test for Sensory Interaction of Balance (posturografický test)
IS	idiopatická skolióza
IDCA	idiopatická cerebelární ataxie
ML	medio-laterální
SARA	Scale for the assessment and rating of ataxia (škála ataxie)
SCA	spinocerebelární ataxie (v užším slova smyslu ve spojení s arabskou číslovkou typ autosomálně dominantní spinocerebelární ataxie)
SD	směrodatná odchylka
SVV	subjektivní vizuální vertikála
V1	vyšetření bezprostředně před zahájením rehabilitačního programu
V2	vyšetření bezprostředně po ukončení rehabilitačního programu
V3	vyšetření 30 dní po ukončení rehabilitačního programu
pásmo 1	frekvenční pásmo s rozsahem 0.1-2.4 Hz
pásmo 2	frekvenční pásmo s rozsahem 2.4-3.5 Hz
pásmo 3	frekvenční pásmo s rozsahem 3.5-8 Hz

# OBSAH

<b>1 ÚVOD</b>	<b>8</b>
1.1 Udržování stability stoje .....	9
1.2 Biologická zpětná vazba v rehabilitaci poruch stability.....	11
1.2.1 Vizuální zpětná vazba .....	11
1.2.2 Elektrotaktilní stimulace jazyka .....	14
1.3 Klinické jednotky.....	16
1.3.1 Vestibulární schwannom.....	16
1.3.2 Poruchy rovnováhy při jednostranné periferní vestibulární poruše .....	18
1.3.3 Idiopatická skolióza .....	18
1.3.4 Degenerativní onemocnění mozečku .....	19
1.3.5 Poruchy rovnováhy při postižení mozečku .....	21
<b>2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY</b>	<b>23</b>
<b>3 METODIKA</b>	<b>25</b>
3.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu – soubor pacientů....	25
3.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy – soubor pacientů.....	25
3.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií – soubor pacientů .....	27
3.4 Metodika – vyšetření.....	28
3.4.1 Posturografické vyšetření .....	28
3.4.2 Vzorce pro výpočet jednotlivých parametrů CoP .....	29
3.4.3 Vyšetření subjektivní zrakové vertikály .....	30
3.5 Metodika rehabilitace pacientů po resekci vestibulárního schwannomu .....	31
3.6 Metodika rehabilitace pacientů s mozečkovou ataxií.....	32
3.7 Statistická analýza dat .....	33
<b>4 VÝSLEDKY</b>	<b>34</b>
4.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu .....	34
4.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy.....	36
4.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií.....	36
<b>5 DISKUSE</b>	<b>41</b>
5.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu .....	41
5.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy.....	42
5.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií.....	44
5.4 Souhrnná diskuse.....	47
<b>6 ZÁVĚRY</b>	<b>49</b>
6.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu .....	49
6.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy.....	49
6.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií.....	49
<b>SOUHRN</b>	<b>50</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>51</b>
<b>LITERATURA</b>	<b>52</b>
<b>PŘÍLOHY</b>	<b>61</b>

A.	Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery.....	62
B.	Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis .....	67
C.	Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky .....	71
D.	Elektrotaktilní stimulace jazyka: nová možnost rehabilitace posturální stability – kazuistika .....	74
E.	Balance rehabilitation therapy by tongue electrotactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease.....	77

# 1 ÚVOD

Častým symptomem řady neurologických onemocnění je porucha stability stoje a chůze. Nemocní mají narušenou schopnost udržet posturální stabilitu, která se projevuje abnormálními oscilacemi a poruchou posturálních reakcí těla. Tento stav znesnadňuje mnoho běžných denních činností a často může vést k pádu pacienta. Farmakologická léčba nedokáže v mnoha případech tyto potíže ovlivnit. Nedílnou součástí terapie by měla být cílená a individualizovaná rehabilitace. Rehabilitace má u nemocných s poruchami stability dlouhou historii a pozitivní efekt těchto postupů podporují výsledky řady klinických studií.

Mezi moderní terapeutické metody, které užíváme při rehabilitaci pacientů s poruchami stability, patří biologická zpětná vazba (BZV). BZV je metoda, která k ovlivnění určité fyziologické funkce organismu využívá signál měřený na těle pacienta nebo získaný přístrojem, který registruje konkrétní funkci (např. pohyb, poloha). Získaný signál je po zpracování v reálném čase prezentován pacientovi, který jej může registrovat svými senzorickými systémy (zrak, taktilní stimulace, vibrace). U osob s poruchami stability se nejčastěji jedná o snímání polohy a pohybu těla. Pacient se učí na zpětnovazební signál reagovat volní korekcí posturálních reakcí těla. Cílem je zlepšení posturální kontroly stoje a chůze nebo nácvik určité posturální strategie.

Hlavním cílem disertační práce je objasnit vliv rehabilitace využívající BZV ke zlepšení kontroly posturální stability u pacientů s poruchami rovnováhy. Práce je zpracována formou monotematicky zaměřeného souboru vědeckých publikací. V první předložené publikaci jsme sledovali efekt rehabilitace využívající vizuální zpětnou vazbu u pacientů v časném pooperačním období po vestibulární neurektomii pro resekci vestibulárního schwannomu. V druhé publikaci jsme se věnovali vyšetření subjektivní zrakové vertikály u pacientů s definovanou posturální deformitou – idiopatickou skoliózou. Třetí práce se věnuje využití posturografického vyšetření v klinické praxi. Čtvrtá práce se věnuje problematice využití elektrotaktilní stimulace jazyka, zcela nového přístupu pro rehabilitaci pacientů s poruchami stability. Pátá publikace hodnotí efekt rehabilitace s elektrotaktilní stimulací jazyka u souboru pacientů s ataxií způsobenou degenerativním onemocněním mozečku.



## 1.1 Udržování stability stoje

Stabilitu můžeme charakterizovat jako komplexní motorickou dovednost udržování optimální pozice tělesných segmentů ve vztahu k vnějšímu světu a vůči sobě navzájem (Jeka J. et al. 2000; Lalonde R. a Strazielle C. 2007). Rozlišujeme dva typy posturální stability: statickou a dynamickou. Statickou posturální stabilitou rozumíme udržování vertikálního uspořádání segmentů těla v gravitačním poli, zatímco dynamickou stabilitou označujeme nastavení a koordinaci segmentů těla během pohybu (Horak F. B. 2006).

Horak et al. uvádějí jako hlavní principy řízení rovnováhy posturální orientaci a posturální rovnováhu. Posturální orientace představuje schopnost aktivního nastavení segmentů těla v gravitačním poli v proměnlivých podmínkách okolního prostředí (povrch, vizuální scéna). Pro nastavení polohy trupu a hlavy vůči působení gravitace, opěrné bázi a vnitřním silám jsou nezbytné informace ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému. Každému z těchto vstupů je přiřazena jeho relativní významnost vzhledem k cíli pohybu a kontextu prostředí. CNS je schopna v závislosti na podmínkách okolního prostředí upřednostňovat jednotlivé senzorní informace v různém poměru. Posturální rovnováha zahrnuje koordinaci pohybových strategií za účelem stabilizace těžiště (Horak F. B. 2006; Latash M. L. 2008). Mezi základní rovnovážné reakce patří hlezenní, kyčelní a kroková strategie (Horak F. B. a Nashner L. M. 1986).

Při analýze posturálního chování bývá často užíván biomechanický model převráceného kyvadla s osou otáčení v hlezenních kloubech. Z biomechanického hlediska je problém složitější, protože v ose tohoto kyvadla se nachází mnoho dalších kloubů. Během stoje dochází neustále k drobným výchylkám těla a jeho těžiště (Winter D. A. et al. 1998).

V procesu řízení posturální motoriky se integruje mnoho neurálních systémů probíhajících hierarchicky všemi úrovněmi CNS. Uplatňují se zde dva základní mechanismy. Prvním je anticipační mechanismus feed-forward, vycházející z motorického programování ve vyšších etážích CNS (bazální ganglia, mozková kůra a mozeček) (Lalonde R. a Strazielle C. 2007). Toto anticipační posturální nastavení předchází pohybu končetin a slouží k udržení posturální stability kompenzováním destabilizujících sil během pohybu. Druhým principem je korekční posturální mechanismus feedback, který ovlivňují aferentní informace somatosenzorických, vizuálních a vestibulárních receptorů. Na základě těchto vstupů jsou nižšími úrovněmi CNS (mozkový kmen a spinální mícha) generovány automatické odpovědi,

které upravují posturální nastavení, potřebné pro korekci neočekávaných výchylek během pohybu (Horak F. B. a Nashner L. M. 1986; Horak F. B. et al. 1997).

Insuficience některého z výše uvedených systémů vždy ovlivní stabilizační mechanismy nutné pro kontrolu rovnováhy.

## **1.2 Biologická zpětná vazba v rehabilitaci poruch stability**

Biologická zpětná vazba nebo častěji užívaný termín biofeedback je metoda, při které jedinec vědomě ovlivňuje funkci svého těla na základě informací získaných snímacím zařízením. Tuto informaci v podobě zpětné vazby využívá k navození požadovaných změn. Ty mohou přetrvávat i po ukončení terapie s přístrojem.

V oblasti léčby pacientů s poruchami rovnováhy byl prokázán pozitivní efekt BZV v řadě klinických studií. Zlepšení posturální stability bylo pozorováno u pacientů s onemocněním vestibulárního aparátu (Tyler M. et al. 2003; Danilov Y. P. et al. 2007; Barros C. G. et al. 2010; Cakrt O. et al. 2010; Polat S. a Uneri A. 2010). Dále pak u pacientů s poruchou rovnováhy centrální etiologie např. po cévní mozkové příhodě (Mirelman A. et al. 2010; Rougier P. a Boudrahem S. 2010; Badke M. B. et al. 2011; Varoqui D. et al. 2011).

BZV poskytuje při terapii aditivní informaci o posturální orientaci a pohybu těla v reálném čase. Informace jsou přijímány přirozenými sensorickými systémy, které se uplatňují v posturální kontrole. V závislosti na míře postižení vestibulárního, somatosenzorického či zrakového systému, může BZV sloužit pro augmentaci nebo substituci sensorické informace (Horak F. B. 2010; Zijlstra A. et al. 2010).

Díky rozvoji technologií a intenzivnímu výzkumu v oblasti biomedicíny byla vyvinuta zařízení, která mohou substituovat ztrátu smyslového orgánu. Tyto přístroje, arteficiální senzory (např. kamera či akcelerometr s gyroskopem) poskytují jedinci informace, které by za normálních podmínek získal ze sensorického systému. Systémy poskytují informace ve formě energie, která je zpracována jinými, nepostiženými receptory (např. taktilními či sluchovými). Receptory převádějí energii do vzorce impulzů, které jsou vedeny prostřednictvím sensorických nervových drah do mozku, který je dále zpracovává. Hlavní uplatnění sensorické substituce bylo popsáno u jedinců se ztrátou zraku či ztrátou funkce vestibulárního systému (Bach-y-Rita P. a S W. K. 2003; Bach-y-Rita P. 2004).

### **1.2.1 Vizuální zpětná vazba**

Při rehabilitaci s vizuální zpětnou vazbou nacvičuje jedinec posturální kontrolu na silové (posturografické) plošině, která umožňuje registraci polohy těla a jeho posturálních výchylek pomocí tlakových snímačů umístěných v plošině. Poloha pacientova těla se po zpracování promítá na monitor počítače. Kurzor na monitoru počítače informuje cvičícího nejen o pozici

těla, ale také o směru, rychlosti a velikosti posturálních výchylek a představuje zobrazení digitalizovaného signálu snímaného ze silové plošiny (Barclay-Goddard R. et al. 2004).

Jedinec se v průběhu terapie snaží reagovat vhodnou posturální reakcí na zrakové podněty zobrazené na monitoru počítače a optimalizovat stoj. Jednotlivé systémy nabízejí řadu cvičebních aplikací pro trénink různých aspektů posturální kontroly (např. trénink stability stoje, nácvik přesunů těžiště použitím kyčelní nebo hlezenní strategie). V klinické praxi je nejrozšířenější systém BalanceMaster<sup>®</sup> (NeuroCom, Inc., USA). Princip cvičení při využití tohoto systému spočívá v přesném umístění kurzoru vědomým pohybem těla na zvýrazněný cíl na monitoru (Obr. 1). Využitím posturografických plošin ve spojení s vizuální zpětnou vazbou se zabývala řada klinických studií a pozitivní efekt této terapie byl prokázán především u pacientů po cévní mozkové příhodě (Shumway-Cook A. et al. 1988; Nichols D. S. 1997; Geiger R. A. et al. 2001). V literatuře je také zmiňován pozitivní efekt vizuální zpětné vazby u pacientů s poruchami funkce vestibulárního systému (Horak F. B. 2010; Cakrt O. et al. 2010).

Pomocí BZV s vizuální zpětnou vazbou lze ovlivnit jak stabilitu stoje, tak dynamickou rovnováhu (přesun polohy těla) (Van Peppen R. P. et al. 2006). Během cvičení se obtížnost zvyšuje změnou pohybových úkolů od posturálně jednoduchých pozic (stoj o široké bázi) k obtížnějším (stoj pata špička). Obtížnost cvičení také můžeme zvyšovat modulací aferentních sensorických vstupů (stoj na pěnové podložce). V poslední době se v rehabilitaci začínají uplatňovat komerční systémy, které mohou pacienti používat sami v domácím prostředí (Laver K. E. et al. 2011; Sparrer I. et al. 2012). Objevují se také systémy, kde je dvojrozměrná vizuální scéna nahrazena prostředím virtuální reality (Yen C. Y. et al. 2011; Cho K. H. et al. 2012).



Obr. 1: Nácvik stability stoje s vizuální zpětnou vazbou přístroj BalanceMaster® (NeuroCom, Inc.).

### 1.2.2 Elektrotaktilní stimulace jazyka

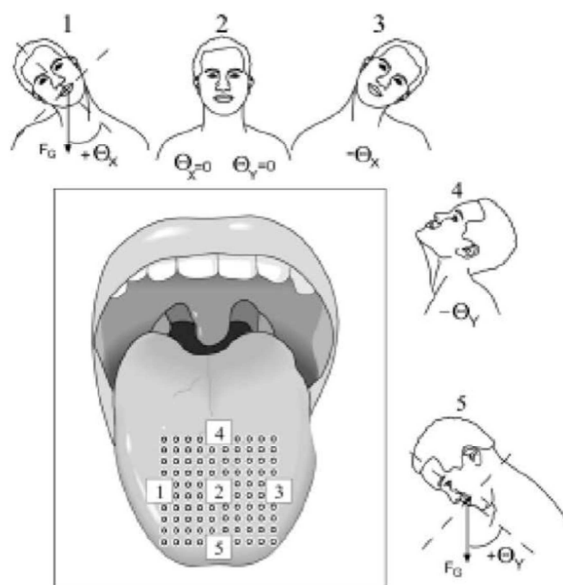
Elektrotaktilní stimulace jazyka může být využita pro substituci zrakových informací či informací o poloze těla. Koncept vznikl na základě dlouholetého výzkumu mozkové plasticity spojené se sensorickou substitucí, který vedl profesor Paul Bach-y-Rita (Danilov Y. a Tyler M. 2005). V rámci studií zabývajících se vizuální substitucí bylo zjištěno, že jazyk představuje nejlepší rozhraní pro předání informací CNS pomocí elektrotaktilní stimulace.

Na principu elektrotaktilní stimulace jazyka pracuje přístroj BrainPort<sup>®</sup> Balance Device (BP) (Wicab, Inc., Middleton, Wisconsin, USA). Jedná se o inovativní, neinvazivní terapeutické zařízení určené pro rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy. Přístroj byl vyvinut především pro sensorickou substituci při oboustranné ztrátě vestibulární funkce. Dnes má uplatnění v rehabilitaci periferních i centrálních vestibulárních poruch různé etiologie (Sihvonen S. E. et al. 2004; Barros C. G. et al. 2010; Badke M. B. et al. 2011).

BP se skládá z dvou hlavních částí: řídicí a intraorální jednotky (Obr. 2). Akcelerometr, který je v silikonovém pouzdře intraorální jednotky, registruje pohyb hlavy v závislosti na odchýlení se od gravitační vertikály. Na spodní straně akcelerometru je pole 10×10 elektrod, které se dotýká svrchní části jazyka. Při změně pozice hlavy je signál z akcelerometru zpracován řídicí jednotkou a převeden do elektrického impulzu, který jedinec vnímá taktilními receptory jazyka. Směr vychýlení hlavy odpovídá směru vychýlení impulzu ze středu elektrodového pole (Obr. 3) (Danilov Y. a Tyler M. 2005; Danilov Y. P. et al. 2007).



Obr. 2: Přístroj BrainPort<sup>®</sup> (Wicab, Inc.) Circuitry = obvody; Electrode Array = elektrodové pole; Accelerometer = akcelerometr; IOD (intra-oral device) = intraorální jednotka; CPU (central processing unit) = řídicí jednotka.



Obr. 3: Vztah pozice hlavy a elektrického stimulu na jazyku (Danilov et al., 2007).

Při nácviku stability s BP mají jedinci zavřené oči a během různých pozic se snaží udržet elektrický signál ve středu stimulačního pole. Obtížnost cvičení se postupně zvyšuje změnou pohybových úkolů od jednoduchých pozic (stoj o široké bázi) k obtížnějším (stoj pata špička). Výsledky řady klinických studií ukazují, že takto vedený trénink, zlepšuje posturální stabilitu

u pacientů s oboustrannou ztrátou vestibulární funkce (Tyler M. et al. 2003; Uneri A. a Polat S. 2009; Barros C. G. et al. 2010). Statisticky nepodložená zlepšení byla prokázána u pacientů s poruchami rovnováhy centrální etiologie (např. cerebelární ataxie, Parkinsonova nemoc, stav po cévní mozkové příhodě) (Cakrt O. et al. 2009; Bittar R. S. a Barros Cde G. 2011).

### **1.3 Klinické jednotky**

#### **1.3.1 Vestibulární schwannom**

Vestibulární schwannom je benigní tumor, vyrůstající v zadní jámě lební z VIII. hlavového nervu. Nádor vyrůstá téměř výhradně ze Schwannových buněk horní nebo dolní porce vestibulární větve nervus vestibulokokchlearis. Vestibulární schwannom je třetím nejčastějším intrakraniálním nádorem. Tvoří asi 8-10 % všech těchto nádorů, v mostomozečkovém koutě dokonce 80-95%. Incidence se udává asi 1 případ na 100 000 obyvatel za rok. V České republice je ročně léčeno až 120 pacientů s touto diagnózou (Zverina E. 2010).

V posledních třiceti letech byl zaznamenán signifikantní nárůst incidence vestibulárního schwannomu. Fortnum udává incidenci 5 tumorů na 1 milion obyvatel za rok v roce 1976, zatímco v roce 2001 byla incidence těsně pod 20 tumorů na 1 milion obyvatel za rok. Tato skutečnost může být ovlivněna zavedením a lepší dostupností neinvazivních technik, především MRI (Propp J. M. et al. 2006; Fortnum H. et al. 2009).

V 95 % případů se jedná o unilaterální lézi. Bilaterální výskyt je obvykle spojen s neurofibromatózou II. typu. Kawamoto et al. uvádějí, že tumor roste pomalu, v rozmezí -0.3 mm (ustupující tumor) až 20 mm za rok (Kawamoto Y. et al. 1995). Existují ale i případy, kdy je růst schwannomu poměrně rychlý. V klinické praxi není možné předem odhadnout biologické chování tumoru.



### **Klasifikace velikosti vestibulárního schwannomu:**

- I. stupeň – intrameatalní, intrakanalikulární, pouze ve vnitřním zvukovodu
- II. stupeň – začíná se šířit do mostomozečkového koutu
- III. stupeň – vyplňuje většinu mostomozečkového koutu
- IV. a stupeň – chová se expanzivně, tlačí na kmen, mozeček, na tentorium i na postranní smíšený systém
- IV. b stupeň – chová se expanzivně a působí syndrom nitrolební hypertenze s městnáním na očním pozadí (Tos M. a Thomsen J. 1991)

Vestibulární schwannom může být doprovázen určitou symptomatologií. Nejčastěji se jedná o tři základní příznaky: hypakuze, tinnitus a porucha rovnováhy. Audiovestibulární symptomy u pacientů s vestibulárním schwannomem vznikají v důsledku blokády vedení nebo axonotmeze aferentních nervových vláken, zhoršení cévního zásobení kochleovestibulárního systému, změny ve složení nitroušních tekutin nebo poruchy eferentní inervace (Stipkovits E. M. et al. 2001).

Sluchový nerv je velmi citlivá anatomická struktura, která reaguje mnohem více na mechanický tlak než vestibulární část osmého hlavového nervu nebo lícni nerv (Thomsen J. et al. 1990).

Z tohoto důvodu je porucha sluchu nejčastějším iniciálním symptomem tohoto onemocnění. Dalším často vídaným příznakem je tinnitus (Rosenberg S. I. 2000).

Typická rotační závrať odpovídající jednostranné vestibulární poruše se vyskytuje asi jen v 19 % případů. Objevuje se zpravidla časně při progresi růstu tumoru, kdy dochází k destrukci vestibulárních vláken nebo přerušeni cévního zásobení vedoucí k ischemii labyrintu. Tato fáze může být velmi nevýrazná. Častěji se objevuje v časných fázích u malých tumorů. Pomalý růst umožňuje zastření příznaků závratit díky kompenzačním schopnostem rovnovážného ústrojí.

Mnohem častěji se setkáváme s poruchou rovnováhy ve smyslu nejistoty v prostoru, popř. nestability. Subjektivně je pacienty popisována velmi pestře, což je dáno možnými změnami vlastní vestibulární funkce a případnými poruchami mozečkových funkcí. Vyskytuje se u více než 50 % pacientů a její incidence narůstá s velikostí tumoru (Rosenberg S. I. 2000).

Pro pokročilá stadia onemocnění je typická symptomatika mosto-mozečkového koutu, způsobená kompresí okolních struktur (například obrna lícního či trojklaného nervu) nebo útlakem mozkového kmene a mozečku (Selesnick S. H. a Jackler R. K. 1992).

Dysfunkce lícního nervu je vzácná. Jeho motorické postižení je relativně málo časté a bývá spojeno ve většině případů s nálezem velkých tumorů. Postižení sensorické funkce lícního nervu se vyskytuje přibližně u 50 % případů, u tumorů větších než 2 cm (Selesnick S. H. et al. 1993). Pro poruchu mozečkových funkcí svědčí přítomnost intenčního tremoru a ataxie. Jedná však o příznaky relativně vzácné, které se vyskytují u pacientů s rozsáhlými tumory (Selesnick S. H. a Jackler R. K. 1992; Rosenberg S. I. 2000).

### **1.3.2 Poruchy rovnováhy při jednostranné periferní vestibulární poruše**

Charakter symptomů a jejich tíže jsou při periferním vestibulárním postižení závislé na skutečnosti, zda se jedná o jednostranné nebo oboustranné postižení, rychlosti vzniku léze a jejím rozsahu. Mezi základní příznaky při vestibulárním postižení patří spontánní nystagmus, tonické vestibulární úchyly těla a končetin způsobené poruchou vestibulo-spinálního reflexu. Dále nauzea a závrať, které jsou způsobeny poruchou funkce vestibulo-autonomních a vestibulo-kortikálních drah.

U pacienta v akutním stádiu unilaterální vestibulární poruchy lze často pozorovat náklon hlavy ve frontální rovině k postižené straně. Pacient v tomto období také vykazuje ataxii stoje a chůze, která je charakteristická kompenzačním rozšířením stojné báze a úchyly těla k postižené straně. Pro vestibulární chůzi je charakteristická výraznější instabilita při pomalé chůzi. Bezprostředně po vzniku poruchy může být chůze i zcela vyloučena. Pro posturální instabilitu při vestibulárním postižení je také charakteristická vysoká závislost na vizuální kontrole. V průběhu několika dnů až týdnů po prodělané jednostranné vestibulární poruše dochází k úpravě stability. U mladších jedinců je většinou pacient schopen samostatné chůze přibližně po týdnu. Tyto změny spočívají především ve spontánní úpravě funkce labyrintu, centrální vestibulární kompenzaci na úrovni vestibulárních jader a mozečku založené na plasticitě nervového systému, popřípadě využití náhradních pohybových strategií (Curthoys I. S. a Halmagyi G. M. 1995).

### **1.3.3 Idiopatická skolióza**

Idiopatická skolióza (IS) je jednou z nejčastěji diagnostikovaných deformit páteře v populaci. Jedná se o trojdimenzionální postižení páteře charakteristické deformací osového

orgánu v sagitální, frontální a transverzální rovině (klínovitá deformace s rotací obratlů). Prevalence onemocnění je 2-3 % v populaci dětí od 10-16 let. Přestože je etiopatogeneze tohoto onemocnění stále nejasná, existuje mnoho faktorů, které mají na výskyt skoliózy a její progresi vliv. Dva nejčastěji diskutované etiopatogenetické faktory jsou strukturální a funkční odchyly mezenchymových tkání nebo abnormity v posturálním řízení a percepci vertikality (Herman R. et al. 1985).

Existují studie jejichž výsledky podporují hypotézu, že jedinci s IS vykazují rozdíly v různých aspektech řízení posturální kontroly (Barrios C. a Arrotegui J. I. 1992; Lambert F. M. et al. 2009). Deformitu páteře shodnou se skoliotickým zakřivením při IS demonstruje např. studie autorů Waele et al., kdy byla na zvířecím modelu experimentálně provedena léze v oblasti otolitového systému (De Waele C. et al. 1989). Autoři Wiener-Valcher a Mazda studovali funkci otolitového systému u dětí s IS. Z vyšetřené skupiny mělo 67 % dětí signifikantně rozdílné výsledky oproti zdravým kontrolám (Wiener-Vacher S. R. a Mazda K. 1998).

#### **1.3.4 Degenerativní onemocnění mozečku**

Degenerativní onemocnění mozečku představují rozsáhlou heterogenní skupinu onemocnění, jejichž hlavním neurologickým příznakem je progresivní cerebelární ataxie. Patologickou podstatou je degenerace mozečku a jeho aferentních a eferentních nervových spojů. Onemocnění může postihovat také ostatní části centrálního nervového systému jako bazální ganglia, jádra mozkového kmene, spinální dráhy, nebo méně často periferní nervový systém. Z toho důvodu mohou být přítomny také extracerebelární příznaky, které zahrnují oftalmoplegii, extrapyramidové a pyramidové příznaky, demenci, epilepsii, kognitivní dysfunkci a periferní neuropatii (Paulson H. L. 2009).

Degenerativní mozečkové ataxie můžeme dělit podle etiologie na dědičné, a získané. Dědičnost degenerativních mozečkových ataxií může být autozomálně dominantní, autozomálně recesivní, nebo X-vázaná a mitochondriální (Manto M. a Jissendi P. 2009).

Mezi autozomálně dominantní cerebelární ataxie se řadí většina spinocerebelárních degenerací (jednotlivé jednotky SCA) a dentato-rubro-pallido-luysiánská atrofie (Schols L. et al. 2004).

Nedědičné ataxie se dělí na primárně degenerativní idiopatické. Do této skupiny patří zejména Idiopatická cerebelární ataxie (IDCA) s pozdní manifestací v angličtině označovaná jako „idiopathic late-onset cerebellar ataxia“ (ILOCA) či „sporadic adult-onset ataxia

of unknown aetiology“ (SAOA) je sporadicky se vyskytující ataxie neznámé příčiny. Žádné specifické testování této ataxie neexistuje, proto diagnóza vzniká na základě vyloučení všech získaných a genetických příčin. Klinický obraz je nerozlišitelný od dědičných spinocerebelárních ataxií. Onemocnění se manifestuje okolo 50. roku života (Klockgether T. 2010). Ataxií se projevuje taktéž cerebelární forma mnohočetné systémové atrofie (MSA).

Získané ataxie jiné etiologie jsou způsobeny exogenními či endogenními negenetickými příčinami. Zástupci této podskupiny jsou například toxicko- metabolicky podmíněná alkoholová cerebelární degenerace, dysfunkce mozečku při některých hypovitaminózách a autoimunitní postižení mozečku způsobené protilátkami proti mozečkovým antigenům (například paraneoplastická cerebelární degenerace).

Pro účely této disertační práce budou níže specifikována pouze onemocnění, která byla diagnostikována u pacientů, kteří byli zařazeni do studie.

Pacienti s degenerativním postižením mozečku mohou vykazovat pouze příznaky cerebelárního syndromu (ataxie stoje a chůze, dysdiadochokineza, dysmelie, intenční tremor, porucha řeči a okulomotorické abnormality), nebo také extracerebelárními příznaky dané postižením dalších funkčních systémů (např. snížené vibrační či taktilní cití při polyneuropatii či sy. zadních provazců, pyramidový syndrom s kvadruhyperreflexií a přítomností iritačních pyramidových jevů při postižení pyramidové dráhy) (Abele M. et al. 2007; Klockgether T. 2010).

Spinocerebelární ataxie typu 2 (SCA2) je nejčastějším typem SCA v České republice. Průměrně se manifestuje mezi 3. a 4. dekádou života. Mutace zodpovědná za toto onemocnění je expanze CAG trinukleotidové repetitivní sekvence v genu na 12. chromozomu, která vede k abnormálně dlouhému polyglutaminovému řetězci v kódovaném proteinu zvaném Ataxin 2. Ten poté proteinovou agregací vytváří v neuronech jaderné či cytoplazmatické inkluze, které mají toxickou funkci. Čím delší je úsek expanze, tím dochází dříve k nástupu onemocnění a rychlejší progresi (Orozco Diaz G. et al. 1990; Matilla-Duenas A. et al. 2010).

K patomorfologickým znakům patří atrofie mozečku, Varolova mostu, čelních laloků mozku, prodloužené míchy, hlavových nervů a substantia nigra středního mozku. Kromě mozečkového syndromu je pro SCA specifické zpomalení sakadických pohybů očních a prominentní kognitivní deficit, který může vyústit až v demenci. Další příznaky SCA 2 jsou parkinsonismus, pyramidové příznaky, periferní neuropatie a dysfagie (Paulson H. L. 2009).

Spinocerebelární ataxie typu 7 (SCA7) se většinou manifestuje mezi 3. a 4. dekádou života. Mutace zodpovědná za onemocnění je expanze CAG trinukleotidové repetitivní sekvence v genu na 3. chromozomu, která vede k abnormálně dlouhému polyglutaminovému řetězci v kódovaném proteinu zvaném Ataxin 7 (Benomar A. et al. 1995; David G. et al. 1997). K patomorfologickým znakům patří atrofie kůry mozečku, ncl. dentatus, komplexu dolní olivy, spinocerebelární dráhy, ncl. subthalamicus a pyramidové dráhy. Pro SCA 7 je charakteristická doprovodná retinální degenerace a poruchy sluchu. Dalšími příznaky cerebelární ataxie s dysartrií, dysfagií, hypacusí a pomalé sakády, poruchy řeči a pyramidové příznaky (Giunti P. et al. 1999).

### **1.3.5 Poruchy rovnováhy při postižení mozečku**

Poruchy mozečku můžeme rozdělit podle lokalizace poškození na paleocerebelární, neocerebelární a vestibulocerebelární syndrom. Léze paleocerebela vedou k titubacím, trupové ataxii a nestabilitě stoje chůze. Poškození neocerebela způsobuje ataxii končetin (dysdiadochokineze, dysmetrie a kinetický tremor), dysartrií a hypotonii. Léze vestibulocerebella způsobují narušení posturální stability stoje, chůze a abnormity očí pohybu (Gilman S. et al. 1981).

Mezi hlavní klinické příznaky při poruše funkce mozečku patří abnormity stoje a chůze. Ty se typicky projevují zvětšenými výchyly těla při stoji a chůzi. Pacienti mají při stoji a chůzi často širší bázi. Výrazné obtíže působí například otáčení hlavou při chůzi nebo změna směru (Horak F. B. a Diener H. C. 1994).

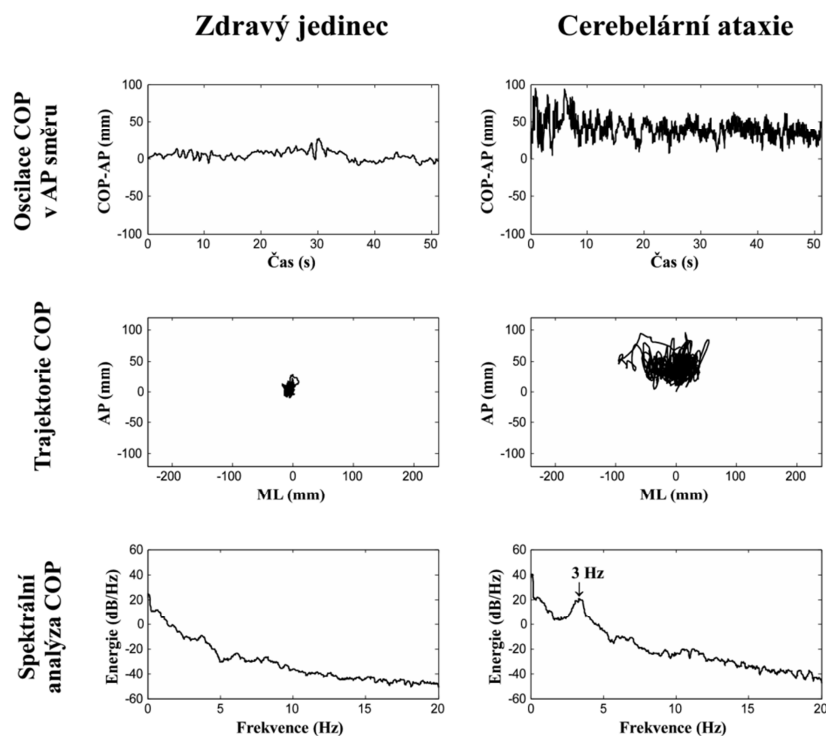
Při stoji dochází u zdravého jedince k neustálému pohybu těžiště těla a tím se také mění poloha působíště tlakové síly – Centre of Foot Pressure (CoP). Posturální výchyly u zdravých jedinců mají vyšší amplitudu v předozadním než mediolaterálním směru a dosahují frekvence do 2 Hz. U neurologicky nemocných se výchyly těla mění, často se zvyšuje jejich amplituda a rychlost. Pro některá onemocnění je také typické zvýšení frekvence oscilací (Baloh R. W. et al. 1998).

U pacientů s lézemi mozečku jsou změny posturální kontroly specifické pro konkrétní lokalizaci poškození. Při postižení předního laloku mozečku dochází k výskytu posturálního tremoru s frekvencí přibližně 3 Hz. Výchyly těla mají nízkou amplitudu, vysokou rychlost a převažuje předozadní směr. Při lézi vestibulocerebella (flokulonodulární části) nemají posturální výchyly směrovou preferenci, mají vysokou amplitudu a jejich frekvence je

přibližně 1 Hz. Tuto frekvenci mají také výchyly pacientů s lézí spinálních provazců, např. pacienti s Fridreichovou ataxií, zde často převažují výchyly v mediolaterálním směru (Morton S. M. a Bastian A. J. 2004; Sullivan E. V. et al. 2006; Morton S. M. a Bastian A. J. 2007).

Mauritz et al. předpokládají, že posturální 3 Hz mozečkový tremor vzniká v důsledku opožděných odpovědí posturálních reflexů s dlouhou latencí. Tyto reflexy jsou vyvolané protažením svalu a mohou být objektivizované pomocí elektromyografie. Při protažení svalu dochází k reflexní odpovědi, která má dvě složky. První složka má krátkou latenci a odpovídá myotatickému reflexu. Druhá složka reflexní odpovědi má dlouhou latenci. Předpokládá se, že do jejího reflexního oblouku jsou zařazeny supraspinální nervové struktury jako mozková kůra a mozeček (Mauritz K. H. et al. 1981; Corden D. M. et al. 2000).

Mozečkový tremor jsme schopni velmi dobře zaznamenat a verifikovat pomocí posturografického vyšetření. Rozdíly v záznamu CoP při posturografickém vyšetření u pacienta s cerebelární ataxií a zdravým jedincem (Obr. 4).



Obr. 4: Záznam posturografického vyšetření u zdravého jedince, pacienta s cerebelární ataxií. První řada záznam polohy CoP v čase v sagitální rovině, druhá řada záznam trajektorie CoP v transversální rovině, třetí řada spektrální (frekvenční) analýza CoP.

## 2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem disertační práce bylo zhodnocení efektu rehabilitačních postupů využívajících BZV k ovlivnění poruch posturální stability u neurologických pacientů. Základem práce jsou klinické studie hodnotící účinnost těchto postupů u dvou skupin pacientů. Prvním z přístupů byl nácvik stability s vizuální zpětnou vazbou, který jsme použili u pacientů v časném období po jednostranné vestibulární neurektomii n. vestibularis související s resekci vestibulárního schwannomu. Nácvik posturální stability byl prováděn po dobu dvou týdnů v průběhu pooperační hospitalizace pacienta. Rychlost kompenzace vestibulo-spinálního reflexu (posturálních výchylek při stoji) jsme porovnali s kontrolní skupinou pacientů, u kterých byl použit standardní rehabilitační postup bez BZV. Výsledky jiných autorů opakovaně prokázaly, že včasná a cílená rehabilitace ovlivňuje rychlost kompenzace poruchy posturální stability (Igarashi M. et al. 1981; Strupp M. et al. 1998). Význam vizuální zpětné vazby pro kontrolu posturální stability však nebyl doposud studován. Proto jsme pro tuto část práce stanovili následující hypotézu.

### **Hypotéza H1:**

**Rehabilitace doplněná o vizuální zpětnou vazbu urychlí kompenzaci posturální stability (vestibulo-spinálního reflexu) u pacientů v časném pooperačním období po jednostranné vestibulární neurektomii. Pacienti rehabilitující s vizuální zpětnou vazbou budou kompenzovat poruchu stability stoje rychleji než pacienti rehabilitující bez BZV.**

V druhé části práce se zabýváme problematikou klinického vyšetření pacientů s poruchami stability. Zejména využitím posturografického vyšetření a vyšetřením percepce subjektivní zrakové vertikály. Předkládáme práci, která popisuje metodiku frekvenční analýzy posturografického signálu, která byla v práci užita k hodnocení efektu rehabilitace pacientů s mozečkovou ataxií. U vyšetření percepce subjektivní zrakové vertikály jsme se zaměřili na skupinu pacientů s definovanou posturální deformitou – idiopatickou skoliózou. Existují studie, které popisují dysfunkci otolitového systému u dětí s IS (Wiener-Vacher S. R. a Mazda K. 1998). Jednou z možností klinické objektivizace funkce otolitového systému je vyšetření subjektivní zrakové vertikály. Pro tuto část práce stanovili následující hypotézu.

#### **Hypotéza H2:**

**Percepce subjektivní zrakové vertikály se bude lišit u zdravých jedinců a pacientů s idiopatickou skoliózou.**

Ve třetí části práce jsme hodnotili efekt zcela nově zaváděné rehabilitační metodiky využívající BZV - elektrotaktilní stimulace jazyka. Hodnotili jsme efekt léčby zaměřené na zlepšení posturální stability stoje u pacientů s ataxií způsobenou onemocněním mozečku. Tato metoda dosud nebyla u pacientů s poruchami mozečku klinicky vyzkoušena, předložené práce patří v tomto ohledu mezi první na světě, které se touto problematikou zabývají. Prezentována je kazuistika pacienta s mozečkovým postižením, kde byla tato metoda publikována poprvé. Následně je prezentován soubor devíti pacientů s degenerativním mozečkovým onemocněním. Proto jsme pro tuto část práce stanovili následující hypotézu.

#### **Hypotéza H3:**

**Rehabilitace s BZV elektrotaktilní stimulací jazyka bude využitelná pro léčbu poruch stability stoje u pacientů s onemocněním mozečku.**



### 3 METODIKA

#### 3.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu – soubor pacientů

V období od ledna 2007 do června 2009 bylo na Klinice otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku, 1. LF, UK a Fakultní nemocnice v Motole operováno 69 pacientů s vestibulárním schwannomem. Z této skupiny podstoupilo a dokončilo celý rehabilitační program 17 pacientů (24.6%). Všichni pacienti byli operováni stejnou skupinou lékařů vedenou Prof. MUDr. J. Betkou, DrSc. a Prof. MUDr. E. Zvěřinou, DrSc. Operační výkon byl proveden u všech pacientů retrosigmoidálním – transmeatálním přístupem v poloze na zádech. Před operací byli všichni pacienti podrobně neurologicky a vestibulárně vyšetřeni. Podrobnosti vyšetření jsou uvedeny v příloze A. Charakteristiku souboru uvádí Tab. 1.

Tab. 1: Klinická charakteristika pacientů po resekci vestibulárního schwannomu - data jsou uvedena jako průměr ± SD.

	Vizuální zpětná vazba	Kontrolní skupina
Věk (roky)	37 ± 10 (19-56)	44 ± 12 (26-62)
Velikost tumoru (mm)	24 ± 5 (18-35)	27 ± 6 (18-37)
Tumor grade		
2	2	1
3	3	3
4a	4	4
Muži	8	5
Ženy	1	3

#### 3.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy – soubor pacientů

V období od dubna 2009 do prosince 2009 jsme vyšetřili na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF, UK a Fakultní nemocnice v Motole 23 pacientů s idiopatickou skoliózou. U všech pacientů bylo provedeno ortopedické vyšetření a RTG vyšetření celé páteře. Na základě výsledků vyšetření byla stanovena diagnóza idiopatické

skoliózy. U všech pacientů byl na RTG snímku patrný Cobbův úhel větší než 10°. Žádný z vyšetřených pacientů neprodělal v minulosti operaci páteře. Kontrolní skupinu tvořilo 23 zdravých jedinců bez vertebrogenní patologie stejného věku a pohlaví. Anamnesticky byla v kontrolní skupině vyloučena neurologická a ortopedická onemocnění. Všichni jedinci v kontrolní skupině byli klinicky vyšetřeni zkušeným fyzioterapeutem a byla u nich vyloučena skolióza či skoliotické držení páteře. Podrobnosti vyšetření jsou uvedeny v příloze B (Cakrt O. et al. 2011). Charakteristika souboru je uvedena v Tab. 2.

Tab. 2: Klinická charakteristika pacientů s IS a kontrolní skupiny, data jsou uvedena jako průměr ± SD.

	Pacienti	Kontrolní skupina
Počet jedinců	23	23
chlapci/děvčata	5/18	5/18
Věk [roky]	14.5 ± 2.5	14.0 ± 2.9
Cobbův úhel [°]	21.4 ± 8.8	-
Hlavní křivka		
Pravostranná Th	7	-
Levostranná Th	2	-
Pravostranná ThL	5	-
Levostranná ThL	9	-

### 3.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií – soubor pacientů

V období od října 2009 do července 2012 bylo do rehabilitačního programu zařazeno 9 pacientů s ataxií stoje a chůze na podkladě degenerativního onemocnění mozečku. Podrobnosti vyšetření a kritéria zařazení pacientů do studie jsou uvedena v příloze E (Cakrt O. et al. 2012). Podrobná charakteristika souboru je uvedena v Tab. 3.

Tab. 3: Klinická charakteristika pacientů s cerebelární ataxií.

Pacient č.	Věk (roky)	Trvání obtíží (roky)	Pohlaví	Diagnóza	SARA	Klinické symptomy
1	38	6	M	SCA2	15,5	Cerebelární syndrom, syndrom zadních provazců
2	52	5	M	IDCA	12,5	Cerebelární syndrom, neuropatie
3	68	14	M	IDCA	8,5	Cerebelární syndrom, pyramidový syndrom, mírný akineto-hypertonický syndrom
4	56	3	Ž	AR ataxie	7,5	Cerebelární syndrom, pyramidový syndrom, syndrom zadních provazců
5	71	5	M	IDCA	15	Cerebelární syndrom, syndrom zadních provazců
6	48	9	Ž	SCA2	18	Cerebelární syndrom, lehký polyneuropatický syndrom
7	58	6	Ž	IDCA	16,5	Cerebelární syndrom
8	64	4	M	IDCA	12,5	Cerebelární a pyramidový syndrom
9	50	17	M	SCA7	11,5	Cerebelární syndrom, pyramidový syndrom

### 3.4 Metodika – vyšetření

#### 3.4.1 Posturografické vyšetření

Posturografie (stabilometrie) je přístrojová vyšetřovací metoda, kterou užíváme k vyšetření stability stoje. Umožňuje zaznamenat a kvantifikovat posturální chování stojícího člověka. Fyzikální princip je následující: lidské tělo působí proměnlivými tlakovými silami na podložku a odpovídajícími reakčními silami působí podložka na tělo. Tyto síly a jejich momenty jsou snímány pomocí tlakových snímačů umístěných v plošině posturografu. Z naměřených hodnot systém vypočítá působíště výsledné tlakové síly – Centre of Foot Pressure (CoP). Poloha CoP je určena souřadnicemi v antero-posteriorním (AP) a medio-laterálním (ML) směru (Visser J. E. et al. 2008; Cakrt O. et al. 2012).

V naší práci jsme použili posturografické systémy BalanceMaster (NeuroCom Inc., USA) a Synapsis posturography system (Synapsis, Francie) vzorkovací frekvence 100 a 40 Hz, délka vyšetření 15s a 60s.

Pro vyšetření stoje byl použit standardizovaný postup - Clinical Test for Sensory Interaction of Balance (CTSIB) (Shumway-Cook A. a Horak F. B. 1986). Stabilita stoje je u tohoto testu hodnocena ve čtyřech sensorických podmínkách: stoj na pevné podložce s otevřenými a zavřenými očima, stoj na pěnové podložce s otevřenými a zavřenými očima. Pacienti byli vyšetřováni bez obuvi, chodidla svírala na podložce úhel 30° a paže byly volně podél těla. Během testu pacient opticky fixoval terč umístěný ve výši očí v konstantní vzdálenosti.

Získaná data byla zpracována ze souboru, který byl exportován pomocí originálního software posturografického systému. Exportovaný soubor obsahoval data ve formátu ASCII. Data byla načtena jako řetězec znaků a následně převedena do matice. Pro výpočet jednotlivých parametrů byl použit software MATLAB (The MathWorks, Inc., USA). Pro hodnocení posturálních výchylek jsme použili následující standardizované parametry CoP: index rychlosti stabilogramu v AP a ML směru, amplituda stabilogramu v AP a ML směru, střední kadratická odchylka stabilogramu, délka křivky stabilogramu, celková plocha stabilogramu, průměrná rychlost pohybu CoP a energie v daném pásmu (Hlavacka F. et al. 1990; Rocchi L. et al. 2004; Krafczyk S. et al. 2006).

### 3.4.2 Vzorce pro výpočet jednotlivých parametrů CoP

Index rychlosti stabilogramu v předozadním směru:

$$I_y = \frac{1}{n} \cdot \frac{1}{t} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} |y_{i+1} - y_i|$$

Index rychlosti stabilogramu v bočním směru:

$$I_x = \frac{1}{n} \cdot \frac{1}{t} \cdot \sum_{i=1}^{n-1} |x_{i+1} - x_i|$$

Amplituda stabilogramu v předozadním směru:

$$A_y = 3,92 \cdot \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$$

Amplituda stabilogramu v bočním směru:

$$A_x = 3,92 \cdot \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Střední kladatková odchylka stabilogramu:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2]}$$

Délka křivky stabilogramu:

$$LI = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

Celková plocha stabilogramu:

$$TA = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{s_i \cdot (s_i - r_i) \cdot (s_i - r_{i+1}) \cdot (s_i - l_i)}$$

kde

$$s_i = \frac{1}{2} \cdot (r_i + r_{i+1} + l_i)$$

Průměrná rychlost pohybu CoP:

$$MV = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T \sqrt{\left(\frac{\partial COP_{AP}(t)}{\partial t}\right)^2 + \left(\frac{\partial COP_{ML}(t)}{\partial t}\right)^2} dt$$

Plocha CoP:

$$SA = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T \left[ \left( \frac{\partial COP_{AP}(t)}{\partial t} COP_{ML}(t) - \frac{\partial COP_{ML}(t)}{\partial t} COP_{AP}(t) \right) / 2 \right] dt$$

Pro frekvenční analýzu jsme převedli signál z časové domény do domény frekvenční. K výpočtu frekvenčního spektra signálu CoP jsme využili metodu multitaper. Jedná se o neparametrickou metodu, která vychází z diskretní Fourierovy transformace. Kromě převedení signálu z časové domény do frekvenční je u metody multitaper provedeno vážení dat v časové doméně optimálními okénkovými funkcemi nazývanými „tapers“ (Hanssen A. 1997).

Frekvenční spektrum bylo rozděleno podle studie Krafczyk et al. 2006 na tři pásma. První nízkofrekvenční pásmo (pásmo 1) mělo frekvenční rozsah 0.1-2.4 Hz (převažuje u zdravých jedinců), druhé středofrekvenční pásmo (pásmo 2) 2.4-3.5 Hz (převažuje u pacientů s poruchou mozečku) a třetí vysokofrekvenční pásmo (pásmo 3) 3.5-8 Hz (Krafczyk S. et al. 2006).

Energie v daném pásmu  $f_1 - f_2$  (Hz):

$$E = \int_{f_1}^{f_2} |X(f)|^2 df$$

Kde  $X(f)$  je Fourierova transformace signálu  $x(t)$ .

Pozn: Vzorce jsou teoretické. V praxi se místo integrálu počítá se sumami, jelikož signál i jeho spektrum je diskretní.

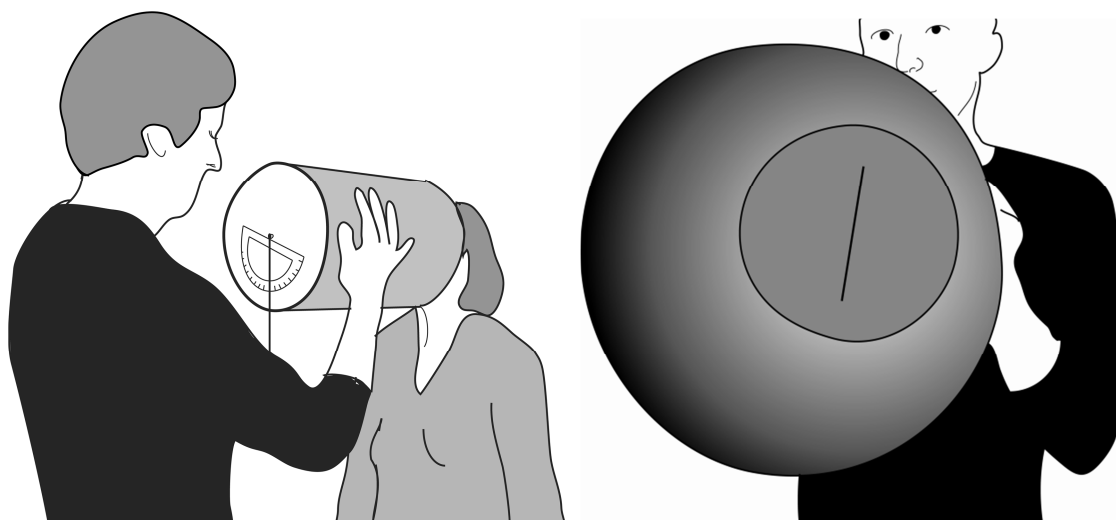
### 3.4.3 Vyšetření subjektivní zrakové vertikály

K vyšetření subjektivní zrakové vertikály (SVV) byla použita standardizovaná metoda „The Bucket Method“ publikovaná autory z neurologické kliniky Ludwig-Maximilians-University v Mnichově. Měřicí zařízení se skládá z neprůhledného válce, na jehož dně je uvnitř vyznačena kontrastní přímka protínající střed. Na zevní straně dna je umístěno měřicí zařízení, které tvoří úhломěr a závaží zavěšené na niti. Nit se závažím vychází ze středu dna válce a reprezentuje směr zemské fyzikální vertikály. Úhломěr je umístěn tak, že 90° odpovídá přímce, která je uvnitř. Při otáčení válce úhломěr ukazuje vychýlení SVV (Zwergal A. et al. 2009).

Při vyšetření pacient sedí a hledí do válce tak, aby neviděl za okraj válce, tím je znemožněna vizuální orientace podle okolí. Hlava vyšetřovaného není při vyšetření

fixována. Vyšetřující nejprve vychýlí válec, aby čára na dně byla mimo vertikálu, poté pomalu otáčí zpět až vyšetřovaný slovem „stop“ označí pozici, kdy se přímka nachází ve vertikální poloze. Pak vyšetřující odečte naměřenou hodnotu (Obr. 5).

Vyšetření bylo provedeno binokulárně desetkrát (pět otočení po směru hodinových ručiček, pět otočení protisměru hodinových ručiček). Doba nutná k vyšetření pacienta je přibližně 5 minut. Hodnocena byla průměrná odchylka SVV proti geofyzikální vertikále a nepřesnost (nejistota) určení. Výsledky porovnávají získané hodnoty u pacientů s IS a zdravých jedinců.



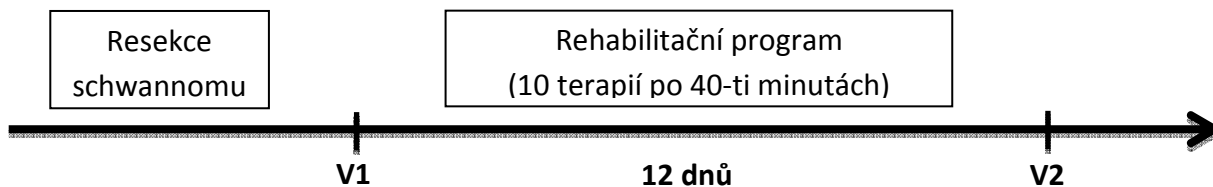
Obr. 5: Vyšetření subjektivní zrakové vertikály pomocí „The Bucket Method“.

### 3.5 Metodika rehabilitace pacientů po resekci vestibulárního schwannomu

V průběhu rehabilitace byli pacienti hospitalizováni na Klinice otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku, 1. LF, UK a Fakultní nemocnice v Motole. Pacienti byli před operací randomizovaně rozděleni do dvou skupin (s BZV, bez BZV). Rehabilitační program byl zahájen pátý pooperační den. Pacienti absolvovali 10 terapeutických intervencí během dvou týdnů. Délka jednotek byla do 40 minut denně podle aktuálního stavu pacienta.

Náplní rehabilitace byl nácvik posturální stability stoje a základních balančních strategií (hlezenní a kyčelní) s vizuální zpětnou vazbou na posturografické plošině. V průběhu terapie se postupně zvyšovala náročnost nacvičovaných pozic (zužování opěrné baze a cvičení na pěnové podložce). Obtížnost cvičení byla individuálně přizpůsobena schopnostem a aktuálnímu stavu pacienta s ohledem na využití jeho maximální funkční kapacity.

Pacienti v kontrolní skupině absolvovali stejně intenzivní a stejně dlouhý rehabilitační program bez zpětné vazby. V průběhu terapie byl vždy přítomen fyzioterapeut. Detailní popis rehabilitace je uveden v příloze A (Cakrt O. et al. 2010).



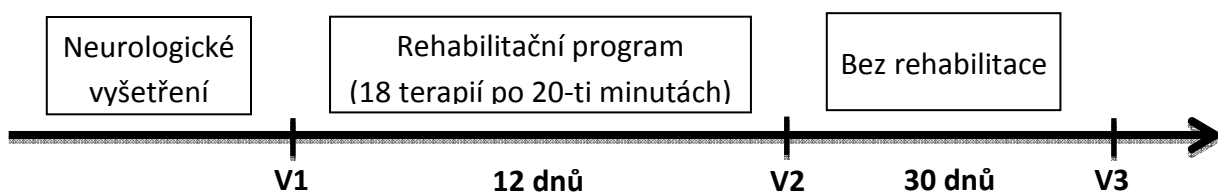
Obr. 6: Časová posloupnost rehabilitace a jednotlivých vyšetření pacientů po resekci vestibulárního schwannomu.

Rychlost kompenzace byla hodnocena pomocí posturografického vyšetření porovnáním parametrů CoP (vestibulo-spinální reflex) před začátkem rehabilitace a po jejím skončení (Obr. 6).

### 3.6 Metodika rehabilitace pacientů s mozečkovou ataxií

V průběhu dvanáctidenního rehabilitačního programu byli pacienti hospitalizováni na Neurologické klinice 2. LF, UK a Fakultní nemocnice v Motole. Terapie probíhala dvakrát denně kromě prvního dne, víkendu a posledního dne (jednou za den). Celkem pacienti absolvovali 18 terapeutických jednotek, jejichž náplní byl nácvik posturální stability s přístrojem BrainPort®. Délka jednoho cvičení byla 20 minut, celkem 40 minut za den. Časový rozestup mezi dvěma cvičeními byl minimálně dvě hodiny. Na začátku rehabilitace se pacienti seznámili s přístrojem. Během nácviku stability se pacient snažil udržovat elektrický signál z přístroje na středu stimulačního pole. Nácvik byl prováděn s vyloučením zrakové kontroly. Pacienti začínali s nácvikem jednoduchých posturálních pozic (sed na židli) a postupně přecházeli k pozicím posturálně náročnějším (stoj na molitanové podložce). Intenzita a obtížnost cvičení byla individuálně přizpůsobena schopnostem pacienta. Pozice těla během nácviku byla zvolena tak, aby pacientovi činila mírné obtíže, ale zároveň musel být schopen využít zpětnovazebnou informaci ke kontrole stability. Během cvičení byl vždy přítomen fyzioterapeut. Konkrétní popis rehabilitace je uveden v příloze E (Cakrt O. et al. 2012). Pacienti byli vyšetřeni před začátkem rehabilitace po jejím skončení a s odstupem jednoho měsíce, kdy rehabilitace neprobíhala (Obr. 7).





Obr. 7: Časová posloupnost rehabilitace a jednotlivých vyšetření pacientů s degenerativním onemocněním mozečku.

### 3.7 Statistická analýza dat

Pro hodnocení efektu terapie jsme v první studii (pacienti po resekci VS) použili následující parametry CoP získané při posturografickém vyšetření: index rychlosti stabilogramu v předozadním směru, index rychlosti stabilogramu v bočním směru, amplituda stabilogramu v předozadním směru, amplituda stabilogramu v bočním směru, střední kvadratická odchylka stabilogramu, délka křivky stabilogramu a celková plocha stabilogramu (Hlavacka F. et al. 1990). Vzhledem k faktu, že data nebyla normálně distribuována, jsme pro statistickou analýzu použili neparametrický Wilcoxonův jednovýběrový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena  $p \leq 0.05$ .

Pro porovnání percepce subjektivní zrakové vertikály jsme použili parametry průměrné pozice a nepřesnosti (rozptylu) subjektivní zrakové vertikály. Statistická analýza byla provedena pomocí dvouvýběrového t-testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena  $p \leq 0.05$ .

K hodnocení efektu terapie u pacientů s degenerativním postižením mozečku jsme použili parametry průměrná rychlost CoP, plocha CoP a procento celkového spektrálního výkonu anteroposteriorních výchylek (Rocchi L. et al. 2004; Krafczyk S. et al. 2006). Statistická významnost byla ověřena pro průměrnou rychlost CoP  $3 \times 2$  (čas  $\times$  senzorická podmínka), pro procento celkového spektrálního výkonu  $3 \times 2$  (čas  $\times$  frekvenční pásmo) analýzou rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření. Předpoklady analýzy byly ověřeny post-hoc testy. Pro průměrnou rychlost CoP testem Newman-Keuls a pro zbývající sledované parametry Fisherovým LSD testem. Statistická významnost rozdílů byla stanovena na hladině  $p \leq 0.05$ . K statistické analýze získaných dat byl použit software Statistica 10 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA).

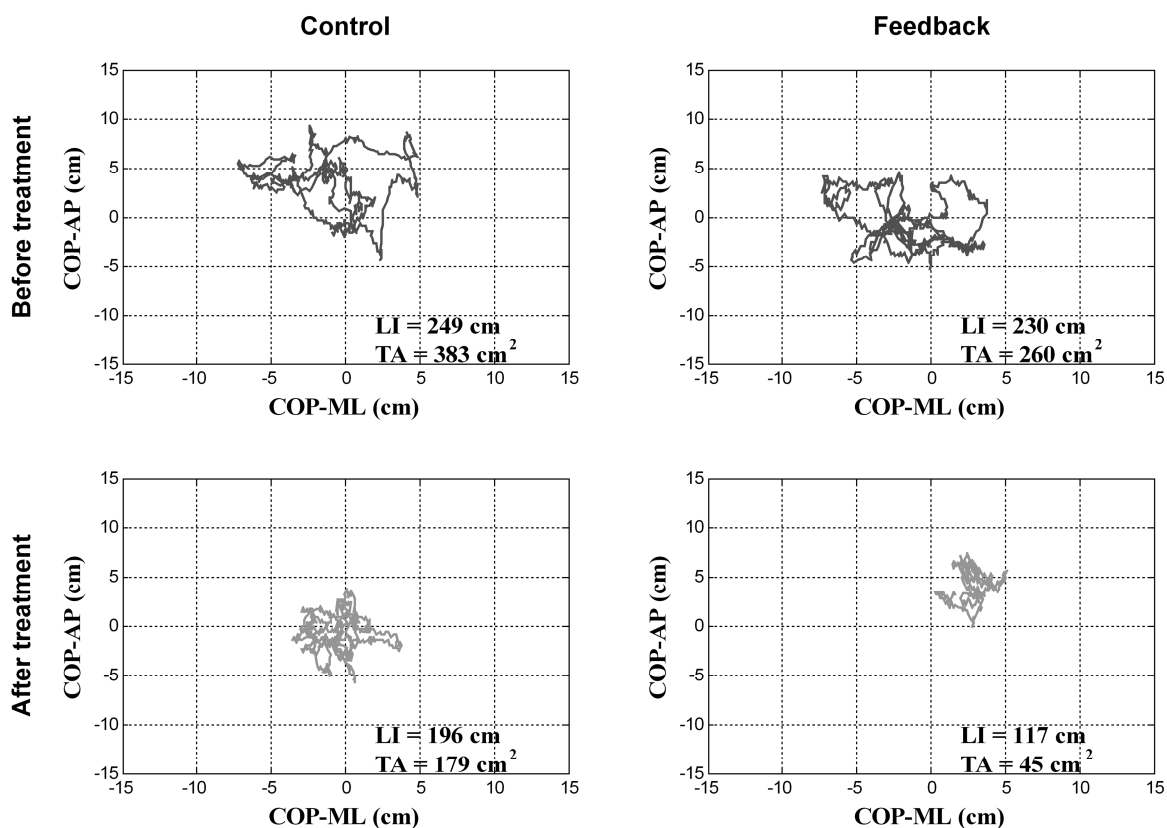
## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu

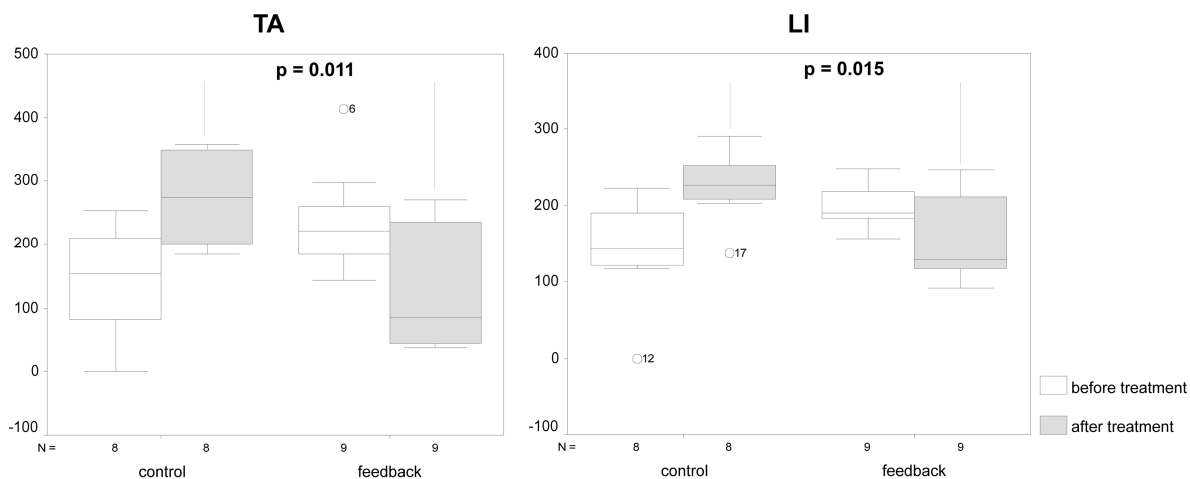
V studii zabývající se rehabilitací s vizuální BZV u pacientů po resekci vestibulárního schwannomu jsme statisticky hodnotili šest standardně užívaných parametrů CoP. Obě skupiny pacientů se statisticky nelišily v průměrném věku (BZV:  $37 \pm 10$  roky, kontrolní skupina  $44 \pm 12$  [průměr  $\pm$  SD]) a velikosti tumoru (BZV:  $24 \pm 5$  mm, kontrolní skupina  $27 \pm 6$  mm [průměr  $\pm$  SD]). Rozdíl byl pouze v zastoupení pohlaví ve skupinách. Při statistickém porovnání CoP parametrů na začátku rehabilitace jsme mezi skupinami nenalezli statisticky významné rozdíly. Analýza stejných parametrů po ukončení rehabilitace prokázala statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Významný rozdíl byl prokázán v parametrech: amplituda stabilogramu v bočním směru, index rychlosti stabilogramu v předozadním směru, délka křivky stabilogramu, střední kvadratická odchylka a plocha stabilogramu.

Tab. 4: Porovnání parametrů CoP po ukončení rehabilitace u pacientů rehabilitovaných s BZV a kontrolní skupiny. Data jsou uvedena jako průměr  $\pm$  SD. A = amplituda, V = rychlost, LI = délka křivky, TA = plocha stabilogramu, RMS = střední kvadratická odchylka stabilogramu.

Parametry CoP	BZV	Kontroly	Hodnoty p
A <sub>AP</sub> [cm]	6.2 $\pm$ 4.3	8.6 $\pm$ 6.6	0.277
A <sub>ML</sub> [cm]	6.2 $\pm$ 4.5	11.9 $\pm$ 4.7	0.021
V <sub>AP</sub> [cm.s-1]	13.3 $\pm$ 4.2	19.2 $\pm$ 4.1	0.008
V <sub>ML</sub> [cm.s-1]	5.7 $\pm$ 2.8	8.3 $\pm$ 1.4	0.059
LI [cm]	154.3 $\pm$ 56.8	224.9 $\pm$ 44.9	0.015
TA [cm <sup>2</sup> ]	133.3 $\pm$ 94.7	273.4 $\pm$ 73.2	0.011
RMS [cm]	2.6 $\pm$ 1.1	4.1 $\pm$ 0.75	0.027



Obr. 8: Záznam trajektorie CoP u pacienta, který rehabilitoval bez BZV (Control) a s BZV (Feedback)



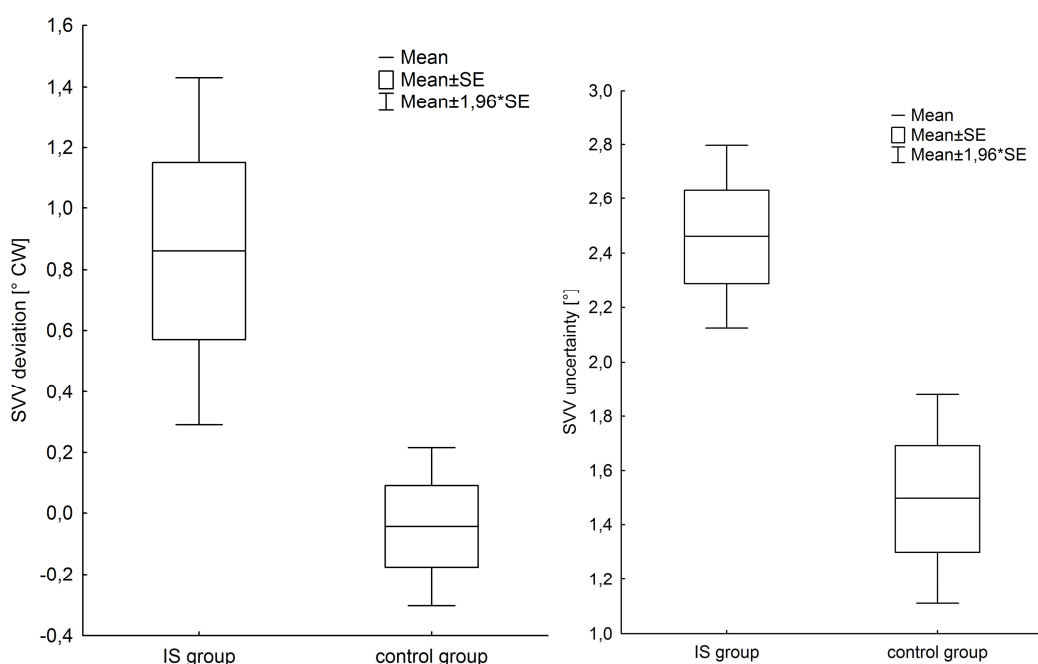
Obr. 9: Porovnání parametrů TA = plochy stabilogramu a LI = délky křivky před a po rehabilitaci.

Výsledky studie ukazují, že včasná rehabilitace doplněná o vizuální BZV umožňuje urychlit kompenzaci poruchy rovnováhy u pacientů v časném stádiu po resekcii vestibulárního schwannomu. Kontrolní klinické vyšetření pacientů s odstupem šesti měsíců a dále jednoho roku od operace ukázalo, že pacienti nemají zásadní omezení ve většině aktivit prováděných

během dne. Všichni pacienti se vrátili k pracovním a volnočasovým aktivitám, které zastávali v období před operací. Detailní popis výsledků je uveden v příloze A.

#### 4.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy

Mezi skupinami zdravých jedinců a pacientů s IS nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ve věku a v zastoupení pohlaví. Statisticky významný rozdíl jsme našli v odchylce SVV: zdraví jedinci:  $-0.04^\circ \pm 0.64^\circ$ , pacienti s IS  $0.86 \pm 1.39^\circ$  ( $p < 0.01$ ). Statisticky významný rozdíl jsme našli také v rozptylu (nepřesnosti) určení SVV: zdraví jedinci  $1.50^\circ \pm 0.94^\circ$ , pacienti s IS  $2.46 \pm 0.82^\circ$  ( $p < 0.001$ ).



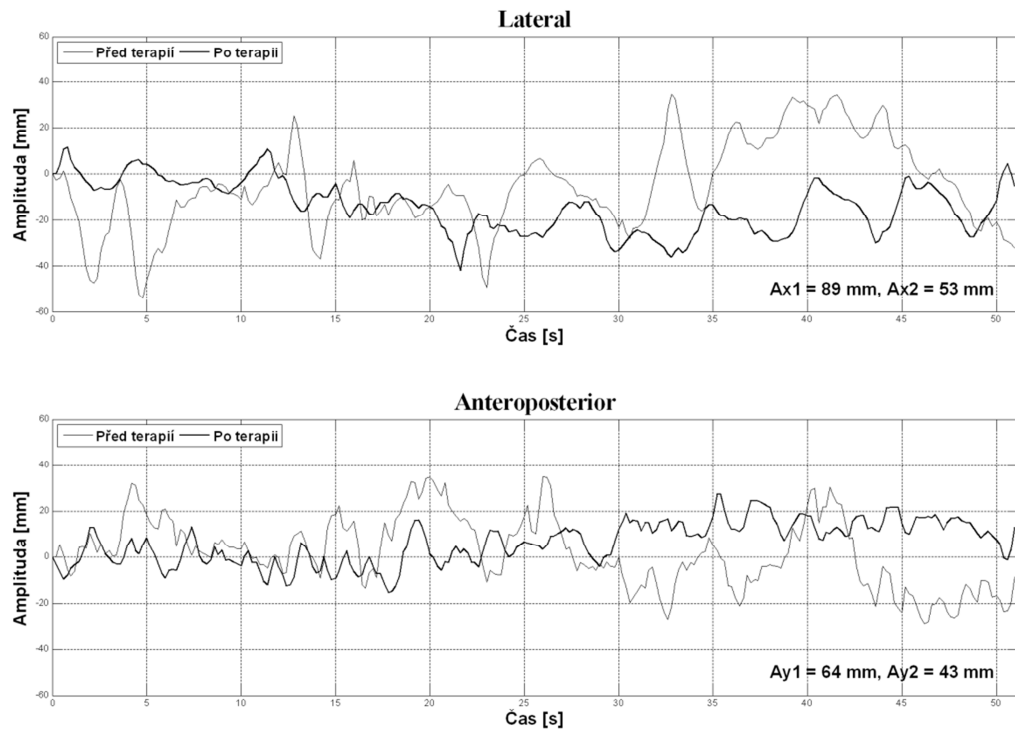
Obr. 10: Porovnání absolutní hodnoty SVV a rozptylu určení SVV mezi pacienty s IS a kontrolní skupinou zdravých osob.

Naše výsledky také neprokázaly statisticky významný rozdíl mezi námi vyšetřenými zdravými jedinci a skupinou zdravých jedinců vyšetřených autory Zwergal et al. Detailní výsledky jsou uvedeny v příloze B.

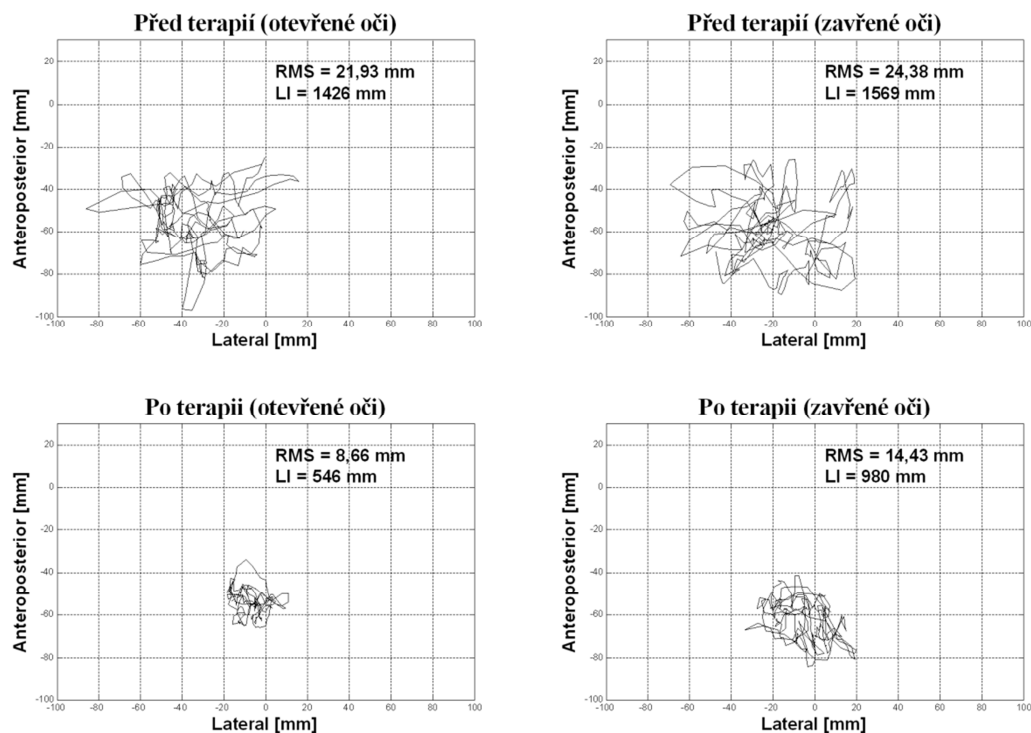
#### 4.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií

Poprvé jsme biologickou zpětnou vazbu elektrotaktilní stimulací jazyka použili u 64 letého pacienta s paleocerebellárním syndromem na podkladě ischemie ve vertebrobazilárním povodí. Z námi získaných pilotních výsledků bylo patrné, že u referovaného pacienta došlo po rehabilitaci ke klinicky významnému zlepšení objektivních parametrů posturální stability

(Obr. 11 a 12). Detailní informace jsou v příloze D. Kazuistiku uvádíme z důvodu, že jde o první práci v literatuře, kde byla elektrotaktilní zpětná vazba užita u pacienta s mozečkovou poruchou.



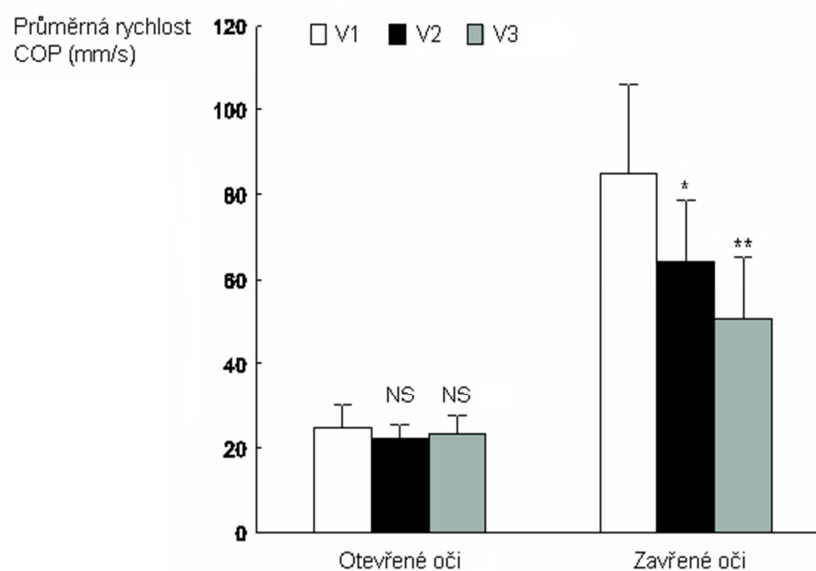
Obr. 11: Porovnání stabilogramů před a po rehabilitaci. Ax = amplituda stabilogramu v medio-laterálním směru, Ay = amplituda stabilogramu v antero-posteriorním směru.



Obr. 12: Porovnání statokineziogramů před a po rehabilitaci. RMS = střední kvadratická odchylka statokineziogramu, LI = délka trajektorie statokineziogramu.

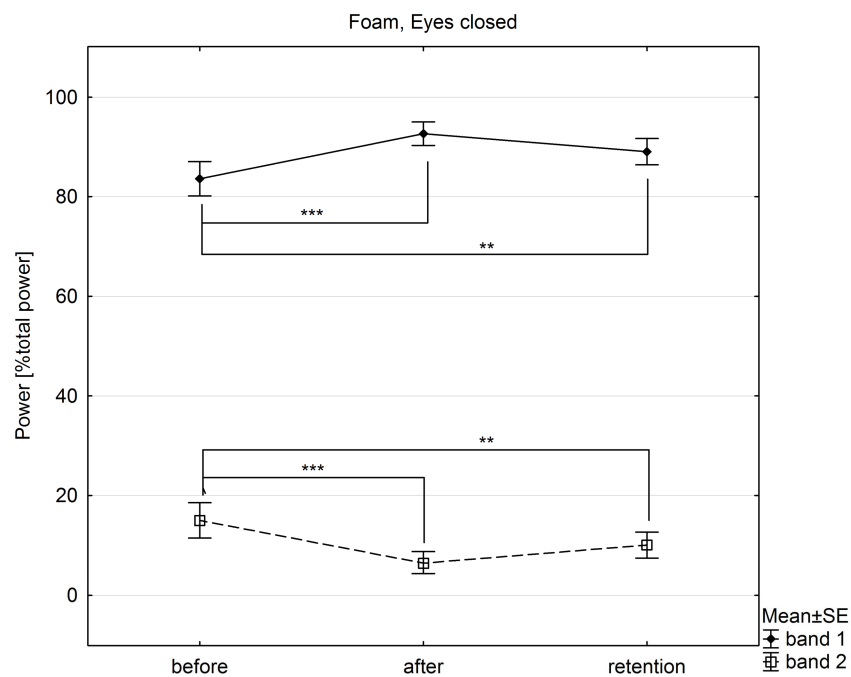
Dále jsou referovány výsledky souboru pacientů s degenerativní mozečkovou ataxií. Detaily uvádíme příloze E.

Statistická analýza dat průměrné rychlosti CoP z vyšetření stoje na pevné podložce prokázala významné rozdíly mezi senzoričnými podmínkami ( $p < 0.05$ ). Rozdíly mezi vyšetřeními (V1×V2, V1×V3, V2×V3) při otevřených očích nebyly statisticky významné. V situaci zavřených očí byly prokázány významné rozdíly mezi vyšetřeními V1×V2 ( $p < 0.05$ ) a V1×V3 ( $p < 0.01$ ), mezi vyšetřeními V2×V3 nebyly rozdíly statisticky významné (Obr. 13).



Obr. 13: Průměrná rychlost CoP při stoji na pevné podložce u dvou sensorických podmínek během tří vyšetření. \* $p < 0.05$  (V1 × V2) \*\* $p < 0.01$  (V1 × V3)

Statistická analýza celkového spektrálního výkonu při vyšetření stoje na pěnové podložce s vyloučením zrakové kontroly prokázala významné rozdíly v pásmu 1 a v pásmu 2 mezi vyšetřeními V1×V2 ( $p < 0.001$ ) a V1×V3 ( $p < 0.01$ ). Rozdíly mezi vyšetřeními V2×V3 nebyly statisticky významné v pásmu 1 ani v pásmu 2. V pásmu 3 analýza neprokázala statisticky významné rozdíly (Obr. 14).



Obr. 14: Statistická analýza dat procenta celkového spektrálního výkonu z vyšetření stoji na pěnové podložce s vyloučením zrakové kontroly. Band = pásmo. \*\* $p < 0.01$  (V1 × V3) \*\*\* $p < 0.001$  (V1 × V2)

Většina pacientů z referovaného souboru udávala po ukončení rehabilitace subjektivní zlepšení, zejména větší pocit jistoty ve stoji a chůzi. U některých pacientů ustoupila obava z pádu.



## 5 DISKUSE

### 5.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu

Základní hypotéza v první části disertační práce, která se zabývá hodnocením efektu rehabilitace s vizuální zpětnou vazbou u pacientů po resekci vestibulárního schwannomu byla, že terapie bude urychlovat kompenzaci vestibulo-spinálního reflexu (posturální výchylky při stoji). Změnu vybraných posturografických parametrů jsme sledovali v relativně krátkém časovém intervalu dvou týdnů v průběhu hospitalizace pacienta v nemocnici.

V naší studii jsme analyzovali účinnost dvou odlišných rehabilitačních postupů. V obou případech se jednalo o specifickou cílenou vestibulární rehabilitaci zaměřenou na urychlení kompenzace při jednostranném periferním vestibulárním postižení. Fakt, že cílené rehabilitační cvičení podporuje kompenzaci, byl již v minulosti ověřen a potvrzen studiemi na zvířecím modelu i na lidech (Igarashi M. et al. 1981; Strupp M. et al. 1998). V naší studii jsme hodnotili, zda bude mít vliv na rychlost kompenzace doplnění rehabilitace o vizuální zpětnovazebné informace o pohybu a poloze těla pacienta.

Nejčastějšími symptomy u pacientů po resekci vestibulárního schwannomu jsou ztráta sluchu, tinnitus, dysfunkce n. facialis, bolesti hlavy a problémy s posturální stabilitou (Wiegand D. A. et al. 1996; Andersson G. et al. 1997; Saman Y. et al. 2009). Porucha stability je dominantní obtíž především v časném pooperačním období a postupem času dochází k její úpravě. Přestože u většiny pacientů dojde k úpravě stability, je z výsledků některých klinických studií patrné, že existují pacienti, kteří si na posturální instabilitu stěžují i několik let po operaci. Tato skutečnost potom může výrazně ovlivňovat kvalitu jejich života (Levo H. et al. 2004).

Výsledky klinických pozorování dále ukazují, že existují faktory, které mají na úpravu vestibulárních funkcí výrazný vliv. Mezi tyto faktory patří věk pacienta, přítomnost centrální vestibulární symptomatiky a velikost tumoru. Významný vliv mají přidružená onemocnění postihující funkci zraku a somatosenzorického systému. Z toho důvodu byli pacienti s poruchami zraku a polyneuropatií vyloučeni ze studie.

Vestibulární rehabilitace je přístup, který je doporučován u pacientů s periferním vestibulárním postižením pro podporu vestibulární kompenzace a to zejména v akutní fázi

(Whitney S. L. a Sparto P. J. 2011). Doplněná vizuální BZV umožňuje kontrolu posturálních výchylek během stoje a jejich redukci (Horak F. B. 2010). Dosud však nebyly provedeny klinické studie, které by se zabývaly tím, zda vizuální BZV může urychlit kompenzaci u pacientů po resekci vestibulárního schwannomu.

Podrobná statistická analýza získaných dat potvrdila hypotézu, že pacienti rehabilitovaní s BZV vykazují po terapii v časném pooperačním období lepší výsledky v hodnocených parametrech CoP při stoji v porovnání se skupinou pacientů, kde nebyla BZV využita. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v následujících parametrech: amplituda stabilogramu v bočním směru, index rychlosti stabilogramu v předozadním směru, délka křivky stabilogramu, střední kvadratická odchylka a ploch stabilogramu.

Při hodnocení stejných parametrů na začátku rehabilitační intervence se výsledky mezi skupinami nelišily. Obě skupiny pacientů se statisticky nelišily ani v průměrném věku a velikosti tumoru. Rozdíl byl pouze v zastoupení pohlaví ve skupinách.

Limitem naší studie byl malý počet pacientů. U řady pacientů nemohla být rehabilitace vzhledem k pooperačnímu průběhu zahájena pátý pooperační den. U několika pacientů došlo během rehabilitačního programu k rozvoji sekundárních chirurgických komplikací vedoucích k dlouhodobému přerušení rehabilitace.

Z klinického pohledu naše práce podporuje dlouholetou empirickou zkušenost včasného zahájení rehabilitace u pacientů po resekci schwannomu. Zcela novým poznatkem je, že rehabilitace s vizuální zpětnou vazbou urychluje vestibulo-spinální kompenzaci. U pacientů, kteří mají rehabilitaci doplněnou o vizuální zpětnou vazbu, dochází k úpravě poruchy stability stoje dříve.

## **5.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy**

Percepce subjektivní zrakové vertikály je velmi citlivý znak vnímání vertikality. Na percepce SVV se podílejí zejména informace z vizuálního a vestibulárního systému. Autoři Brandt a Dieterich uvádějí, že odchylka v SVV je vůbec necitlivějším znakem tonické funkce labyrintu (Dieterich M. a Brandt T. 1993; Anastasopoulos D. et al. 1997). Za narušení percepce vertikality jsou nejčastěji zodpovědné poruchy otolitového systému a to jak jeho periferní tak centrální části.

Hlavním zjištěním naší studie věnující se problematice posturální kontroly při idiopatické skolióze je fakt, že mají pacienti s IS abnormální percepce subjektivní zrakové vertikály oproti

stejně starým jedincům bez vertebrogenní patologie. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v odchylce SVV od geofyzikální vertikály a také v rozptylu (nepřesnosti) určení SVV.

Výsledky podporují hypotézu, že pacienti s IS mohou mít asymetrickou funkci vestibulárního systému. Naše výsledky jsou v souladu s poznatky jiných autorů, kteří tento předpoklad ověřili jak na zvířecím modelu tak nemocných s IS (Barrios C. a Arroategui J. I. 1992; Lambert F. M. et al. 2009). Deformitu páteře shodnou s skoliotickým zakřivením při IS demonstrují autoři Waele et al. na zvířecím modelu, u kterého byla experimentálně provedena léze v oblasti otolitového systému (De Waele C. et al. 1989). Autoři Wiener-Valcher a Mazda studovali funkci otolitového systému u třiceti dětí s IS. Funkce otolitového systému byla hodnocena pomocí rotační zkoušky, při níž je labyrint pacienta postaven mimo osu rotace – „off vertical axis station“ (OVAR). Z vyšetřené skupiny mělo 67 % dětí signifikantně rozdílné výsledky proti zdravým kontrolám (Wiener-Vacher S. R. a Mazda K. 1998).

K měření SVV jsme použily metodu „The Bucket Method“, která byla navržena a publikována Zwergalem et al. (Zwergal A. et al. 2009). Autoři metody ověřili její přesnost porovnáním s vyšetřením SVV tzv. „Hemispheric Dome Method“, která je běžně používaná k vyšetřování SVV. Autoři porovnali data získaná z obou metod u pacientů i kontrolní skupiny. Na základě získaných výsledků ji doporučili jako spolehlivou, nenákladnou a časově nenáročnou metodu k měření SVV.

Samotný výsledek, že mají pacienti s IS narušenou percepci vertikality, nevysvětluje, zda je tento fenomén důsledkem poruchy nebo její příčinou. Existuje mnoho faktorů, které mají vliv na progresi onemocnění, mezi často zmiňované patří poruchy v oblasti CNS jako např. přítomnost lehké mozečkové symptomatiky (Loeters M. J. et al. 2010). Domníváme se, že by i percepce vertikality mohla mít vliv na vývoj onemocnění. Tato skutečnost by mohla být v praxi využitelná, protože vyšetření SVV je časově a technicky nenáročné a umožňuje dobře objektivizovat funkci nervových struktur podílejících se na percepci prostoru.

Za limit studie považujeme fakt, že pacienti nebyli paralelně vyšetřeni pomocí „Hemispheric Dome Method“, kde je v průběhu vyšetření hlava fixována pomocí kovového rámu. V případě, že hlava vyšetřované osoby není fixována, může mít na percepci SVV vliv i poloha hlavy (tzv. E-effect) (Jaggi-Schwarz K. et al. 2003). V budoucnu by bylo zajímavé analyzovat korelaci typu a tíže deformity s velikostí a stranou deviace SVV.

### 5.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií

Základní hypotézou části disertační práce věnující se hodnocení efektu rehabilitace s elektrotaktilní stimulací jazyka u pacientů s degenerativním onemocněním mozečku bylo, že terapie bude mít pozitivní vliv na stabilitu stoje. Změnu vybraných posturografických parametrů CoP jsme sledovali ve dvou časových intervalech. Hodnocen byl krátkodobý účinek terapie bezprostředně po ukončení rehabilitace a dlouhodobý účinek s odstupem třiceti dnů.

Cílovou skupinou jiných studií, které se zabývaly vlivem terapie s využitím elektrotaktilní stimulace jazyka, byli pacienti s periferní poruchou vestibulárního systému (Tyler M. et al. 2003; Uneri A. a Polat S. 2009; Barros C. G. et al. 2010). My jsme jako první publikovali kazuistiku zaměřenou na možnost využití přístroje pro rehabilitaci pacienta s poruchou mozečku (příloha D) (Čakrt O. et al. 2009). Naše další práce je první publikací, která zkoumá účinek tréninku s přístrojem BrainPort® u souboru pacientů s degenerativním mozečkovým onemocněním.

Hlavním výsledkem klinické studie je, že pacienti s degenerativním onemocněním mozečku jsou schopni využít aditivní informaci o posturálních výchylnkách zprostředkovanou elektrotaktilní stimulací jazyka ke zlepšení posturální kontroly stoje. Zlepšení posturální stability u pacientů po tréninku s elektrotaktilní stimulací si vysvětlujeme neuroplastickými změnami v CNS, ke kterým došlo v důsledku pravidelné somatosenzorické aferentace. Naši domněnku podporuje studie autorů Wildenberg et al., ve které byl zkoumán vliv pravidelné elektrické stimulace jazyka u jedinců s chronickými poruchami rovnováhy, mezi nimiž byli zahrnuti i pacienti s poškozením mozečku. Autoři došli k závěru, že samotná stimulace vede ke zlepšení posturální kontroly ve spojení se změnami neuronální aktivity CNS. Neuroplastické změny jsou podle nich způsobeny pravidelnou aferentací vedenou z receptorů jazyka prostřednictvím nervus trigeminus, který díky svým spojmům s vestibulárními jádry v mozkovém kmeni ovlivňuje jejich aktivitu (Wildenberg J. C. et al. 2010).

Ke zlepšení posturální stability našich pacientů může vést i facilitace zachovalé cerebelární funkce prostřednictvím aferentních spojů s vestibulárními jádry nebo zapojení jiných oblastí CNS do senzomotorické integrace (Morton S. M. a Bastian A. J. 2009).

Analýza parametru průměrné rychlosti CoP při stoji na pevné podložce prokázala významný rozdíl závislosti na sensorických podmínkách. Při vyloučení zrakové kontroly došlo ke statisticky významnému zvýšení hodnot tohoto parametru. Stejný trend byl pozorován také ve studii Schwabova et al. a to jak u pacientů s SCA2 tak u pacientů s FRDA (Schwabova J. et al. 2012). Naše výsledky jsou také v souladu s pozorováním autorů Baloh et al., kteří posturograficky vyšetřily deset pacientů s cerebelární lézí. Při stoji na pevné podložce došlo po zavření očí k výraznému zvýšení rychlosti oscilací ve frontální i v sagitální rovině (Baloh R. W. et al. 1998).

Výsledky naší studie ukázaly, že terapie neměla statisticky významný vliv na hodnoty průměrné rychlosti CoP vyšetřené při otevřených očích. Naopak při zavřených očích došlo ke statisticky významnému snížení průměrných hodnot parametrů mezi prvním (V1) a druhým (V2) vyšetřením i mezi prvním (V1) a třetím (V3) vyšetřením. Z uvedených výsledků vyplývá, že po rehabilitaci došlo k významnému snížení rychlosti posturálních výchylek pacientů a ke zlepšení stability stoje. Skutečnost, že zlepšení podléhá sensorickému kontextu, si vysvětlujeme tím, že trénink probíhal s vyloučením zrakové kontroly. U pacientů tak došlo k lepšímu využití vestibulárních a somatosenzorických informací pro senzomotorickou integraci CNS, která je zodpovědná za posturální změny. Podobnou hypotézu vyslovili autoři Zijlstra et al., kteří předpokládají, že CNS je schopný modifikovat relativní zastoupení sensorických informací při jejich integraci. Vysvětlují tak účinek terapie s BZV (Zijlstra A. et al. 2010).

Pro stanovení předpokladu o snížení posturálního třesu s frekvencí 3 Hz jsme vycházeli jednak z klinického pozorování pacientů, ale také výsledků studií zabývajících se posturálním chováním pacientů s atrofií mozečku (Baloh R. W. et al. 1998; Krafczyk S. et al. 2006; Cakrt O. et al. 2012). Frekvenční analýza signálu CoP u těchto pacientů odhaluje zvýšenou aktivitu výchylek o frekvenci 3 Hz. Diner et al. popsali tento posturální vzorec u pacientů s lézí předního laloku mozečku (Diener H. C. et al. 1984). Frekvenční analýza signálu CoP v anteroposteiorním směru u našich pacientů vyšetřených při stoji na pěnové podložce prokázala také výrazné navýšení energie v pásmu o frekvenci 2.4-3.5 Hz. Statisticky jsme analyzovali procentuální zastoupení spektrálního výkonu ve třech pásmech: 0.1-2.4 Hz (pásmo 1), 2.4-3.5 Hz (pásmo 2) a 3.5-8.0 Hz (pásmo 3). Terapie neměla statisticky významný vliv na hodnoty v pásmu 3.5-8.0 Hz. Naopak v pásmu 0.1-2.4 Hz a pásmu 2.4-3.5 Hz byly pozorovány po rehabilitaci statisticky významné změny. V pásmu 1 došlo ke zvýšení procenta

celkového spektrálního výkonu v porovnání vyšetření V1 a V2 i v porovnání V1 a V3 a v pásmu 2 došlo k jeho snížení v porovnání vyšetření V1 a V2 i v porovnání V1 a V3. Výsledky podporují hypotézu, že terapie s využitím BZV má vliv na snížení frekvence specifického posturálního mozečkového tremoru. Aktivita posturálních výchylek se přesunula z pásma vyšších frekvencí do nižších. Posturální výchylky v nízkofrekvenčním pásmu jsou více charakteristické pro zdravé jedince (Krafczyk S. et al. 2006). Můžeme říci, že posturální chování pacientů se po terapii přiblížilo chování jedinců bez poruchy stability stoje.

Podle studie Mauritz et al. jsou za mozečkový posturální tremor o frekvenci 3Hz zodpovědné opožděné odpovědi posturálních reflexů s dlouhou latencí (Mauritz K. H. et al. 1981). Opoždění těchto reflexů u pacientů s cerebelární atrofií svědčí pro zapojení mozečku do jejich reflexního oblouku. Předpokládáme, že ke snížení frekvence posturálních výchylek u našich probandů došlo z důvodu neuroplastických změn, které vedly ke kompenzaci narušené funkce mozečku a výsledně k ovlivnění posturálních reflexů s dlouhou latencí. Záznam EMG aktivity svalů dolních končetin součástí našeho výzkumu nebyl. Další naše studie by měly objasnit vztah mezi posturálními reflexy s dlouhou latencí a snížením frekvence posturálního tremoru po terapii.

Práce autorů Danilov et al. ukazuje, že zlepšení stability po terapii s přístrojem BrainPort® u pacientů s periferní a centrální vestibulární lézí přetrvává (Danilov Y. P. et al. 2007). Podle výsledků studie je efekt delší, pokud jsou delší i terapeutické jednotky a je větší počet jednotek za den. Další studie, která zkoumala vliv BZV formou elektrotaktilní stimulace jazyka u pacientů s bilaterální vestibulární poruchou, uvádí lineární pokles účinku v čase po ukončení aplikace BZV (Tyler M. et al. 2003). Na základě těchto poznatků jsme předpokládali, že dosažený efekt terapie bude postupně klesat. Hodnoty sledovaných parametrů ukázaly, že účinek v intervalu třiceti dnů od ukončení rehabilitačního programu nejen nevymizel, ale u některých parametrů došlo dokonce ke zlepšení posturální kontroly. Zlepšení posturální stability v období třiceti dnů po ukončení intervence by mohlo být způsobeno tím, že trénink s elektrotaktilní stimulací jazyka „zahájil“ neuroplastické změny v CNS, které probíhaly i po dobu třiceti dnů bez intervence. Dalším možným vysvětlením je, že zlepšení posturální kontroly navozené terapií vytvořilo optimální podmínky pro vykonávání všedních aktivit, ve kterých se během třiceti dnů trénovala vlastní stabilita. Přestože některé studie ukazují, že jedinci s lézí mozečku mají narušenou motorickou

adaptaci, která umožňuje modifikovat motorické chování a výsledně procesem učení formovat motorický vzorec (Bastian A. J. 2008). Studie jiných autorů ukazují, že tréninkem mohou i pacienti s mozečkovou poruchou zlepšit svůj motorický výkon a posturální kontrolu (Gill-Body K. M. et al. 1997; Ioffe M. E. et al. 2006; Ilg W. et al. 2009; Ilg W. et al. 2012).

Zlepšení posturální kontroly u probandů naší studie však nemohlo být způsobeno spontánní úpravou, neboť jejich onemocnění má chronický progresivní charakter.

Hlavním nedostatkem studie je, že nebyly porovnány výsledky s kontrolní skupinou. Bez srovnání nemůžeme přesně určit, jaká část zlepšení je podmíněna specifickým efektem tréninku s BZV. Dalším důležitým krokem bude vyšetřit kontrolní skupinu jedinců s degenerativním onemocněním mozečku, kteří absolvují stejný trénink stability bez BZV. Další limitací studie je také relativně malý soubor pacientů. Příčinou je nízká prevalence degenerativního cerebelárního onemocnění (Schols L. et al. 2004; Klockgether T. 2010). Dále je velmi obtížné do studie zařadit jedince se stejnou mírou a charakterem postižení, kvůli heterogenitě klinické symptomatiky u tohoto typu onemocnění.

#### **5.4 Souhrnná diskuse**

V disertační práci jsme se zaměřili především na zhodnocení účinnosti cílené rehabilitace s biologickou zpětnou vazbou u osob s poruchami stability na podkladě neurologického onemocnění. Výsledky řady předchozích klinických studií prokazují, že rehabilitace BZV zlepšuje posturální stabilitu nemocných, a že změny v motorickém chování navozené cvičením s BZV mohou přetrvávat i po přerušení terapie (Tyler M. et al. 2003; Cheng P. T. et al. 2004; Danilov Y. P. et al. 2007; Uneri A. a Polat S. 2009; Barros C. G. et al. 2010; Nicolai S. et al. 2010; Cakrt O. et al. 2010; Mirelman A. et al. 2011).

Tento efekt je obecně přisuzován fenoménu neuroplasticity, i když doposud není zcela jasné, které konkrétní mechanismy jsou za neuroplasticitu zodpovědné (Bach-y-Rita P. a S W. K. 2003). Pojmem neuroplasticita obecně chápeme schopnost nervového systému vyvíjet se, reagovat na změny vnitřních a zevních podmínek a přizpůsobovat se jim. Neuroplastické změny vedou k funkční, popřípadě strukturální, reorganizaci neuronální sítě. Probíhají na úrovni synapsí (např. změna senzitivity receptoru), lokálních nervových okruhů (např. remodelace dendritického stromu) či dokonce na úrovni celého systému (Wall P. D. 1980; Bach-y-Rita P. 2003).

U pacientů s unilaterálním vestibulárním postižením můžeme tento efekt přisuzovat také tzv. centrální vestibulární kompenzaci, kterou výrazně moduluje specifická rehabilitace (Igarashi M. et al. 1981; Fetter M. et al. 1988). Centrální vestibulární kompenzací rozumíme proces, při němž je modulována neuronální aktivita v oblasti vestibulárních jader a mozečku (Curthoys I. S. a Halmagyi G. M. 1992; Brandt T. et al. 1997).

Pozitivní vliv tréninku se systémy pro BZV na posturální kontrolu byl opakovaně prokázán. U různých skupin pacientů byl zkoumán účinek vizuální, auditivní, vibrotaktilní a elektrotaktilní zpětné vazby na posturální stabilitu stoje a chůze. V našich studiích jsme využili elektrotaktilní stimulace jazyka k poskytnutí informace o poloze hlavy v prostoru a vizuální zpětné vazby. Jak ukazuje studie autorů Wildenberg et al., samotná elektrická stimulace jazyka vede ke zlepšení posturální kontroly, které je spojeno se změnami neuronální aktivity CNS (Wildenberg J. C. et al. 2010).

Jiným možným mechanismem, který se uplatňuje v reorganizaci CNS, je tzv. „odmaskování“ nervových drah, které jsou za normálních podmínek u člověka přítomny, ale nefungují do doby jejich „odmaskování“. K tomu může vést léze či dočasný kondukční blok v CNS (Bach Y. R. P. 2005). Uvedenou hypotézou je možné vysvětlit aktivaci zrakových korových oblastí u nevidomých jedinců po tréninku percepce obrazu prostřednictvím elektrotaktilní stimulace jazyka (Bach-y-Rita P. a S W. K. 2003).

Tyler et al. předpokládají, že zlepšení posturální kontroly po tréninku s BZV může být výsledkem „uzavření abnormálně otevřeného okruhu“ senzomotorického systému, který za normálních podmínek realizuje na základě integrace sensorických informací. Při absenci některého ze sensorických vstupů dochází k nestabilitě, která je výsledkem rozpojení (otevření) okruhu. Aditivní informace ze systému BZV je CNS využita pro multisenzorickou integraci a vede tak k jeho opětovnému uzavření (Tyler M. et al. 2003).

Pozitivním aspektem předložené práce je fakt, že autor vyšetřoval všechny pacienty a vedl rehabilitační program. Dále se aktivně podílel na analýze výsledků a jejich klinické interpretaci. Problematika BZV je v poslední době v odborných kruzích, které se věnují problematice neurorehabilitace stále častěji zmiňována. Vzhledem k možnosti využití této metody jako autoterapie se domníváme, že tato rehabilitační metoda bude v budoucnosti velmi často využíván (Zijlstra A. et al. 2010). Z toho důvodu by se měl další výzkum na poli neurorehabilitace zaměřit právě na zodpovězení řady nejasných otázek týkajících se BZV a to nejen v oblasti rehabilitace pacientů s poruchami posturální stability.



## **6 ZÁVĚRY**

### **6.1 Vizuální zpětná vazba po resekci vestibulárního schwannomu**

Cílenou rehabilitací s BZV jsme schopni ovlivnit rychlost kompenzace vestibulo-spinálního reflexu u pacientů po resekci vestibulárního schwannomu. U pacientů, kteří mají v časném pooperačním období rehabilitaci s vizuální BZV se upravuje porucha stability stoje rychleji, než u pacientů kteří rehabilitují bez BZV. Již po dvoutýdenní rehabilitaci jsou patrné statisticky významné rozdíly při posturografickém vyšetření mezi skupinami pacientů s a bez BZV.

### **6.2 Percepce subjektivní zrakové vertikály u idiopatické skoliózy**

Porucha percepce SVV je velmi citlivým znakem narušení tonické funkce labyrintu. Pacienti s idiopatickou skoliózou mají abnormální percepci subjektivní zrakové vertikály proti stejně starým jedincům bez vertegrogenní patologie. Statisticky významný rozdíl mezi skupinou zdravých jedinců a pacientů s IS byl prokázán v odchylce SVV od geofyzikální vertikály a také v rozptylu (nepřesnosti) určení SVV. Naše výsledky podporují hypotézu, že pacienti s IS mohou mít asymetrickou funkci vestibulárního systému.

### **6.3 Elektrotaktilní zpětná vazba u mozečkových ataxií**

Výsledky naší studie ukazují, že rehabilitace s BZV v podobě elektrotaktilní stimulace jazyka je vhodnou symptomatickou léčbou pro pacienty s degenerativním onemocněním mozečku. U pacientů došlo po terapii k významnému zlepšení posturální stability stoje. Pozitivní efekt terapie přetrval i po 30 dnech od ukončení rehabilitace. U pacientů zároveň došlo během rehabilitace k redukci specifického mozečkového třesu s frekvencí 3 Hz. Vzhledem k tomu že, zatím nelze degenerativní onemocnění léčit představuje, specializovaná rehabilitace téměř jedinou možnost jak u pacientů oddálit imobilitu a zachovat co nejdéle jejich soběstačnost.

## SOUHRN

Disertační práce objasňuje význam rehabilitace s biologickou zpětnou vazbou u pacientů s poruchami rovnováhy. U prezentovaných souborů pacientů jsme využili rehabilitaci se zpětnou vazbou pomocí vizuální kontroly a elektrotaktilní stimulace jazyka. Práce je zpracována formou monotematicky zaměřeného souboru vědeckých publikací. V úvodní části se práce věnuje problematice kontroly posturální stability a jejímu vyšetření pomocí posturografického vyšetření, dále je zde probrána problematika BZV v neurorehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy.

V první studii jsme sledovali efekt rehabilitace využívající vizuální zpětnou vazbu u pacientů v časném pooperačním období po resekci vestibulárního schwannomu. Získané výsledky prokázaly, že u pacientů, kteří jsou v časném pooperačním období rehabilitováni s pomocí vizuální BZV, dochází k rychlejší úpravě stability ve srovnání s pacienty, kteří rehabilitují bez BZV.

V druhé studii jsme vyšetřovali subjektivní zrakovou vertikálu u pacientů s definovanou posturální deformitou – idiopatickou skoliózou. Výsledky ukázaly, že pacienti s idiopatickou skoliózou mají abnormální percepci subjektivní zrakové vertikály proti stejně starým zdravým jedincům. Toto zjištění podporuje hypotézu, že pacienti s IS mohou mít asymetrickou funkci vestibulárního systému.

Dvě následující publikace se věnují problematice využití elektrotaktilní stimulace jazyka a problematice posturografického vyšetření klinické praxi.

Ve třetí studii jsme se zaměřili na zhodnocení efektu rehabilitace pomocí elektrotaktilní stimulace jazyka u souboru pacientů s mozečkovou ataxií. U vyšetřené skupiny pacientů po terapii došlo k statisticky významnému zlepšení posturální stability stoje. Prokázali jsme, že rehabilitace s elektrotaktilní stimulací jazyka je vhodnou metodou pro pacienty s degenerativním onemocněním mozečku.

V závěru práce jsou získané výsledky diskutovány a konfrontovány s poznatky soudobé odborné literatury věnující se problematice BZV v rehabilitaci poruch stability.

## SUMMARY

This dissertation is providing evidence that rehabilitation with biofeedback improves postural stability in patients with poor balance. We used two methods of biofeedback during the rehabilitation of the patient groups, visual control and electrotactile stimulation of the tongue. The thesis is based on the body of five scientific publications. The introduction is explaining how postural stability is controlled and how this is assessed by posturographic examination. Discussed also is neurorehabilitation using biofeedback, in patients with poor balance. Throughout the first experiment, we studied the effect of rehabilitation using visual feedback in patients during the early postoperative period after resection of vestibular schwannoma. The results showed stability adaptation is accelerated, using visual biofeedback in patients who have early postoperative rehabilitation, when compared to patients who did not use biofeedback during the postoperative rehabilitation.

In the second experiment, we focused on assessing the subjective visual vertical in patients with defined postural deformity - idiopathic scoliosis. Our results showed that patients with idiopathic scoliosis (IS) have an abnormal perception of subjective visual vertical when compared to age matched healthy individuals. This finding supports the hypothesis that patients with IS may have an asymmetric function of the vestibular system.

Also attached are two publications which describe the use of the electrotactile stimulation and posturographic examination in clinical practice.

In the third experiment, we evaluated the effect of rehabilitation with electrotactile stimulation on patients with cerebellar ataxia. The results of our experiment showed that rehabilitation using the electrotactile stimulation of the tongue is an appropriate rehabilitation for patients with degenerative cerebellar diseases. The examined group of patients with cerebellar ataxia showed significantly improved postural stability while standing, after the rehabilitation using electrotactile stimulation.

In conclusion, the results obtained are discussed and confronted with the findings of contemporary literature regarding rehabilitation with biofeedback in patients with poor balance.

## LITERATURA

1. Abele M., Minnerop M., et al. (2007). Sporadic adult onset ataxia of unknown etiology: a clinical, electrophysiological and imaging study. *J Neurol* 254(10): 1384-9.
2. Anastasopoulos D., Haslwanter T., et al. (1997). Dissociation between the perception of body verticality and the visual vertical in acute peripheral vestibular disorder in humans. *Neurosci Lett* 233(2-3): 151-3.
3. Andersson G., Ekvall L., et al. (1997). Evaluation of quality of life and symptoms after translabyrinthine acoustic neuroma surgery. *Am J Otol* 18(4): 421-6.
4. Badke M. B., Sherman J., et al. (2011). Tongue-based biofeedback for balance in stroke: results of an 8-week pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 92(9): 1364-70.
5. Bach-y-Rita P. (2003). Theoretical basis for brain plasticity after a TBI. *Brain Inj* 17(8): 643-51.
6. Bach-y-Rita P. (2004). Tactile sensory substitution studies. *Ann N Y Acad Sci* 1013: 83-91.
7. Bach-y-Rita P. a S W. K. (2003). Sensory substitution and the human-machine interface. *Trends Cogn Sci* 7(12): 541-6.
8. Bach Y. R. P. (2005). Emerging concepts of brain function. *J Integr Neurosci* 4(2): 183-205.
9. Baloh R. W., Jacobson K. M., et al. (1998). Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions. *Arch Neurol* 55(5): 649-54.
10. Barclay-Goddard R., Stevenson T., et al. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* (4): CD004129.
11. Barrios C. a Arroategui J. I. (1992). Experimental kyphoscoliosis induced in rats by selective brain stem damage. *Int Orthop* 16(2): 146-51.
12. Barros C. G., Bittar R. S., et al. (2010). Effects of electrotactile vestibular substitution on rehabilitation of patients with bilateral vestibular loss. *Neurosci Lett* 476(3): 123-6.

13. Bastian A. J. (2008). Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Curr Opin Neurol* 21(6): 628-33.
14. Benomar A., Krols L., et al. (1995). The gene for autosomal dominant cerebellar ataxia with pigmentary macular dystrophy maps to chromosome 3p12-p21.1. *Nat Genet* 10(1): 84-8.
15. Bittar R. S. a Barros Cde G. (2011). Vestibular rehabilitation with biofeedback in patients with central imbalance. *Braz J Otorhinolaryngol* 77(3): 356-61.
16. Brandt T., Strupp M., et al. (1997). Plasticity of the vestibular system: central compensation and sensory substitution for vestibular deficits. *Adv Neurol* 73: 297-309.
17. Cakrt O., Funda T., et al. (2012). Diagnostically Specific Findings in Posturography - Two Case Reports. *Ceska a Slovenska Neurologie a Neurochirurgie* 75(1): 88-91.
18. Cakrt O., Chovanec M., et al. (2010). Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 267(9): 1355-60.
19. Cakrt O., Kolar P., et al. (2009). Electrotactile Stimulation of the Tongue: a New Option in the Rehabilitation of Postural Stability - a Case Report. *Ceska a Slovenska Neurologie a Neurochirurgie* 72(4): 364-367.
20. Cakrt O., Slaby K., et al. (2011). Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis. *J Vestib Res* 21(3): 161-5.
21. Cakrt O., Vyhnalek M., et al. (2012). Balance rehabilitation therapy by tongue electrotactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease. *NeuroRehabilitation* 31(4): 429-34.
22. Corden D. M., Lippold O. C., et al. (2000). Long-latency component of the stretch reflex in human muscle is not mediated by intramuscular stretch receptors. *J Neurophysiol* 84(1): 184-8.
23. Curthoys I. S. a Halmagyi G. M. (1992). Behavioural and neural correlates of vestibular compensation. *Baillieres Clin Neurol* 1(2): 345-72.

24. Curthoys I. S. a Halmagyi G. M. (1995). Vestibular compensation: a review of the oculomotor, neural, and clinical consequences of unilateral vestibular loss. *J Vestib Res* 5(2): 67-107.
25. Danilov Y. a Tyler M. (2005). Brainport: an alternative input to the brain. *J Integr Neurosci* 4(4): 537-50.
26. Danilov Y. P., Tyler M. E., et al. (2007). Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *J Vestib Res* 17(2-3): 119-30.
27. David G., Abbas N., et al. (1997). Cloning of the SCA7 gene reveals a highly unstable CAG repeat expansion. *Nat Genet* 17(1): 65-70.
28. De Waele C., Graf W., et al. (1989). A radiological analysis of the postural syndromes following hemilabyrinthectomy and selective canal and otolith lesions in the guinea pig. *Exp Brain Res* 77(1): 166-82.
29. Diener H. C., Dichgans J., et al. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 57(2): 134-42.
30. Dieterich M. a Brandt T. (1993). Ocular torsion and tilt of subjective visual vertical are sensitive brainstem signs. *Ann Neurol* 33(3): 292-9.
31. Fetter M., Zee D. S., et al. (1988). Effect of lack of vision and of occipital lobectomy upon recovery from unilateral labyrinthectomy in rhesus monkey. *J Neurophysiol* 59(2): 394-407.
32. Fortnum H., O'Neill C., et al. (2009). The role of magnetic resonance imaging in the identification of suspected acoustic neuroma: a systematic review of clinical and cost effectiveness and natural history. *Health Technol Assess* 13(18): iii-iv, ix-xi, 1-154.
33. Geiger R. A., Allen J. B., et al. (2001). Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Phys Ther* 81(4): 995-1005.
34. Gill-Body K. M., Popat R. A., et al. (1997). Rehabilitation of balance in two patients with cerebellar dysfunction. *Phys Ther* 77(5): 534-52.
35. Gilman S., Bloedel J., et al. (1981). *Disorders of the Cerebellum: Contemporary Neurology Series*. Philadelphia, FA Davis.

36. Giunti P., Stevanin G., et al. (1999). Molecular and clinical study of 18 families with ADCA type II: evidence for genetic heterogeneity and de novo mutation. *Am J Hum Genet* 64(6): 1594-603.
37. Hanssen A. (1997). Multidimensional multitaper spectral estimation. *Signal Processing* 58(3): 327-332.
38. Herman R., Mixon J., et al. (1985). Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem. The Harrington lecture, 1983. Scoliosis Research Society. *Spine (Phila Pa 1976)* 10(1): 1-14.
39. Hlavacka F., Kundrat J., et al. (1990). Physiologic range of stabilometry values obtained in the upright posture using a computer. *Ceska a Slovenska Neurologie a Neurochirurgie* 53(2): 107-13.
40. Horak F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35 Suppl 2: ii7-ii11.
41. Horak F. B. (2010). Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restor Neurol Neurosci* 28(1): 57-68.
42. Horak F. B. a Diener H. C. (1994). Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. *J Neurophysiol* 72(2): 479-93.
43. Horak F. B., Henry S. M., et al. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 77(5): 517-33.
44. Horak F. B. a Nashner L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55(6): 1369-81.
45. Cheng P. T., Wang C. M., et al. (2004). Effects of visual feedback rhythmic weight-shift training on hemiplegic stroke patients. *Clin Rehabil* 18(7): 747-53.
46. Cho K. H., Lee K. J., et al. (2012). Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *Tohoku J Exp Med* 228(1): 69-74.
47. Igarashi M., Levy J. K., et al. (1981). Further study of physical exercise and locomotor balance compensation after unilateral labyrinthectomy in squirrel monkeys. *Acta Otolaryngol* 92(1-2): 101-5.

48. Ilg W., Schatton C., et al. (2012). Video game-based coordinative training improves ataxia in children with degenerative ataxia. *Neurology* 79(20): 2056-60.
49. Ilg W., Synofzik M., et al. (2009). Intensive coordinative training improves motor performance in degenerative cerebellar disease. *Neurology* 73(22): 1823-30.
50. Ioffe M. E., Ustinova K. I., et al. (2006). Supervised learning of postural tasks in patients with poststroke hemiparesis, Parkinson's disease or cerebellar ataxia. *Exp Brain Res* 168(3): 384-94.
51. Jaggi-Schwarz K., Ortega M., et al. (2003). Reciprocal error behavior in estimated body position and subjective visual vertical. *Exp Brain Res* 150(1): 122-5.
52. Jeka J., Oie K. S., et al. (2000). Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. *Exp Brain Res* 134(1): 107-25.
53. Kawamoto Y., Uozumi T., et al. (1995). Clinicopathologic growth factors of acoustic neuromas. *Surg Neurol* 43(6): 546-52.
54. Klockgether T. (2010). Sporadic ataxia with adult onset: classification and diagnostic criteria. *Lancet Neurol* 9(1): 94-104.
55. Krafczyk S., Tietze S., et al. (2006). Artificial neural network: a new diagnostic posturographic tool for disorders of stance. *Clin Neurophysiol* 117(8): 1692-8.
56. Lalonde R. a Strazielle C. (2007). Brain regions and genes affecting postural control. *Prog Neurobiol* 81(1): 45-60.
57. Lambert F. M., Malinvaud D., et al. (2009). Vestibular asymmetry as the cause of idiopathic scoliosis: a possible answer from *Xenopus*. *J Neurosci* 29(40): 12477-83.
58. Latash M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*.
59. Laver K. E., George S., et al. (2011). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database Syst Rev* (9): CD008349.
60. Levo H., Blomstedt G., et al. (2004). Postural stability after vestibular schwannoma surgery. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 113(12): 994-9.



61. Loeters M. J., Maathuis C. G., et al. (2010). Risk factors for emergence and progression of scoliosis in children with severe cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol* 52(7): 605-11.
62. Manto M. a Jissendi P. (2009). Spinocerebellar Atrophy. *Encyclopedia of Neuroscience* S. L.R. Oxford, Oxford, UK Academic press. 9: 337-49
63. Matilla-Duenas A., Sanchez I., et al. (2010). Cellular and molecular pathways triggering neurodegeneration in the spinocerebellar ataxias. *Cerebellum* 9(2): 148-66.
64. Mauritz K. H., Schmitt C., et al. (1981). Delayed and enhanced long latency reflexes as the possible cause of postural tremor in late cerebellar atrophy. *Brain* 104(Pt 1): 97-116.
65. Mirelman A., Herman T., et al. (2011). Audio-biofeedback training for posture and balance in patients with Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil* 8: 35.
66. Mirelman A., Pattriti B. L., et al. (2010). Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke. *Gait Posture* 31(4): 433-7.
67. Morton S. M. a Bastian A. J. (2004). Cerebellar control of balance and locomotion. *Neuroscientist* 10(3): 247-59.
68. Morton S. M. a Bastian A. J. (2007). Mechanisms of cerebellar gait ataxia. *Cerebellum* 6(1): 79-86.
69. Morton S. M. a Bastian A. J. (2009). Can rehabilitation help ataxia? *Neurology* 73(22): 1818-9.
70. Nicolai S., Mirelman A., et al. (2010). Improvement of balance after audio-biofeedback. A 6-week intervention study in patients with progressive supranuclear palsy. *Z Gerontol Geriatr* 43(4): 224-8.
71. Nichols D. S. (1997). Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Phys Ther* 77(5): 553-8.
72. Orozco Diaz G., Nodarse Fleites A., et al. (1990). Autosomal dominant cerebellar ataxia: clinical analysis of 263 patients from a homogeneous population in Holguin, Cuba. *Neurology* 40(9): 1369-75.

73. Paulson H. L. (2009). The spinocerebellar ataxias. *J Neuroophthalmol* 29(3): 227-37.
74. Polat S. a Uneri A. (2010). Vestibular substitution: comparative study. *J Laryngol Otol* 124(8): 852-8.
75. Propp J. M., McCarthy B. J., et al. (2006). Descriptive epidemiology of vestibular schwannomas. *Neuro Oncol* 8(1): 1-11.
76. Rocchi L., Chiari L., et al. (2004). Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput* 42(1): 71-9.
77. Rosenberg S. I. (2000). Natural history of acoustic neuromas. *Laryngoscope* 110(4): 497-508.
78. Rougier P. a Boudrahem S. (2010). Effects of visual feedback of center-of-pressure displacements on undisturbed upright postural control of hemiparetic stroke patients. *Restor Neurol Neurosci* 28(6): 749-59.
79. Saman Y., Bamiou D. E., et al. (2009). A contemporary review of balance dysfunction following vestibular schwannoma surgery. *Laryngoscope* 119(11): 2085-93.
80. Selesnick S. H. a Jackler R. K. (1992). Clinical manifestations and audiologic diagnosis of acoustic neuromas. *Otolaryngol Clin North Am* 25(3): 521-51.
81. Selesnick S. H., Jackler R. K., et al. (1993). The changing clinical presentation of acoustic tumors in the MRI era. *Laryngoscope* 103(4 Pt 1): 431-6.
82. Shumway-Cook A., Anson D., et al. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 69(6): 395-400.
83. Shumway-Cook A. a Horak F. B. (1986). Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther* 66(10): 1548-50.
84. Schols L., Bauer P., et al. (2004). Autosomal dominant cerebellar ataxias: clinical features, genetics, and pathogenesis. *Lancet Neurol* 3(5): 291-304.
85. Schwabova J., Zahalka F., et al. (2012). Uses of the postural stability test for differential diagnosis of hereditary ataxias. *J Neurol Sci* 316(1-2): 79-85.

86. Sihvonen S. E., Sipila S., et al. (2004). Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial. *Gerontology* 50(2): 87-95.
87. Sparrer I., Duong Dinh T. A., et al. (2013). Vestibular rehabilitation using the Nintendo(R) Wii Balance Board - a user-friendly alternative for central nervous compensation. *Acta Otolaryngol.* 133(3): 239-45.
88. Stipkovits E. M., Graamans K., et al. (2001). Vestibular schwannoma: negative growth and audiovestibular features. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 258(9): 467-71.
89. Strupp M., Arbusow V., et al. (1998). Vestibular exercises improve central vestibulospinal compensation after vestibular neuritis. *Neurology* 51(3): 838-44.
90. Sullivan E. V., Rose J., et al. (2006). Effect of vision, touch and stance on cerebellar vermician-related sway and tremor: a quantitative physiological and MRI study. *Cereb Cortex* 16(8): 1077-86.
91. Thomsen J., Tos M., et al. (1990). Gamma knife: hydrocephalus as a complication of stereotactic radiosurgical treatment of an acoustic neuroma. *Am J Otol* 11(5): 330-3.
92. Tos M. a Thomsen J. (1991). Management of acoustic neuromas. A review. *Acta Otolaryngol* 111(4): 616-32.
93. Tyler M., Danilov Y., et al. (2003). Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci* 2(2): 159-64.
94. Uneri A. a Polat S. (2009). Vestibular rehabilitation with electrotactile vestibular substitution: early effects. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 266(8): 1199-203.
95. Van Peppen R. P., Kortsmit M., et al. (2006). Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *J Rehabil Med* 38(1): 3-9.
96. Varoqui D., Froger J., et al. (2011). Effect of coordination biofeedback on (re)learning preferred postural patterns in post-stroke patients. *Motor Control* 15(2): 187-205.
97. Visser J. E., Carpenter M. G., et al. (2008). The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 119(11): 2424-36.

98. Wall P. D. (1980). Mechanisms of plasticity of connection following damage in adult mammalian nervous systems. In *Recovery of function: Theoretical considerations for brain injury rehabilitation*. P. Bach-y-Rita (ed.). Bern, Hans Huber: 91–105.
99. Whitney S. L. a Sparto P. J. (2011). Principles of vestibular physical therapy rehabilitation. *NeuroRehabilitation* 29(2): 157-66.
100. Wiegand D. A., Ojemann R. G., et al. (1996). Surgical treatment of acoustic neuroma (vestibular schwannoma) in the United States: report from the Acoustic Neuroma Registry. *Laryngoscope* 106(1 Pt 1): 58-66.
101. Wiener-Vacher S. R. a Mazda K. (1998). Asymmetric otolith vestibulo-ocular responses in children with idiopathic scoliosis. *J Pediatr* 132(6): 1028-32.
102. Wildenberg J. C., Tyler M. E., et al. (2010). Sustained cortical and subcortical neuromodulation induced by electrical tongue stimulation. *Brain Imaging Behav* 4(3-4): 199-211.
103. Winter D. A., Patla A. E., et al. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 80(3): 1211-21.
104. Yen C. Y., Lin K. H., et al. (2011). Effects of virtual reality-augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with Parkinson disease: a randomized controlled trial. *Phys Ther* 91(6): 862-74.
105. Zijlstra A., Mancini M., et al. (2010). Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 7: 58.
106. Zverina E. (2010). [Acoustic neuroma--vestibular schwannoma--personal experience of up-to-date management]. *Cas Lek Cesk* 149(6): 269-76.
107. Zwergal A., Rettinger N., et al. (2009). A bucket of static vestibular function. *Neurology* 72(19): 1689-92.

## **PŘÍLOHY**

# A. Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery

Eur Arch Otorhinolaryngol  
DOI 10.1007/s00405-010-1227-x

OTOLOGY

## Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery

Ondřej Čákrť · Martin Chovanec · Tomáš Funda ·  
Petra Kalitová · Jan Betka · Eduard Zvěřina ·  
Pavel Kolář · Jaroslav Jeřábek

Received: 21 December 2009 / Accepted: 26 February 2010  
© Springer-Verlag 2010

**Abstract** We analyzed the effect of 2-week individualized visual feedback-based balance training on the postural control of patients undergoing retrosigmoid microsurgical removal of vestibular schwannoma. We performed prospective evaluation of 17 patients allocated into two groups: feedback group (9 patients, mean age 37 years) and standard physiotherapy group (8 patients, mean age

44 years). Patients in both the groups were treated once per day by intensive rehabilitation from 5th to 14th postoperative day. Rehabilitation of patients in the feedback group was performed using the visual feedback and force platform. Results were evaluated on the beginning and at the end of rehabilitation program (e.g. 5th and 14th postoperative day). Outcome measures included posturography during quiet stance under four different conditions by the modified Clinical Test for Sensory Interaction of Balance. Body sway was evaluated from center of foot pressure. Compensation of Center of pressure (CoP) parameters in stance on firm surface was similar in the control and feedback groups. However, in stance on foam surface with eyes closed the patients from the feedback group were better compensated and CoP parameters differed significantly ( $p < 0.05$ ). This prospective clinical study suggests that specific exercises with visual feedback improve vestibulospinal compensation in patients after vestibular schwannoma surgery and thus can improve their quality of life.

O. Čákrť (✉) · P. Kolář  
Department of Rehabilitation and Exercise Medicine,  
2nd Faculty of Medicine, Faculty Hospital Motol, Charles  
University, V Úvalu 84, 150 06 Prague 5, Czech Republic  
e-mail: ondrej.cakrt@lf2.cuni.cz

O. Čákrť · T. Funda · J. Jeřábek  
Joint Centre for Biomedical Engineering, Faculty of Biomedical  
Engineering, Czech Technical University and Charles  
University, Prague, Czech Republic

M. Chovanec · P. Kalitová · J. Betka · E. Zvěřina  
Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery,  
1st Faculty of Medicine, Faculty Hospital Motol,  
Charles University, Prague, Czech Republic

M. Chovanec  
Institute of Anatomy, 1st Faculty of Medicine,  
Charles University, Prague, Czech Republic

M. Chovanec  
Center for Cell Therapy and Tissue Repair, 2nd Faculty  
of Medicine, Charles University, Prague, Czech Republic

E. Zvěřina  
Department of Neurosurgery, 3rd Faculty of Medicine,  
Faculty Hospital Kralovske Vinohrady, Charles University,  
Prague, Czech Republic

J. Jeřábek  
Department of Neurology, 2nd Faculty of Medicine, Faculty  
Hospital Motol, Charles University, Prague, Czech Republic

**Keywords** Vestibular schwannoma ·  
Vestibular rehabilitation · Visual feedback ·  
Center of pressure · Posturography · Quality of life

### Introduction

Vestibular schwannomas are benign, slowly growing tumors that arise from the Schwann cells of the superior or inferior vestibular nerves. Tumor growth may result in sensorineural hearing loss, tinnitus, instability and cranial nerves lesion. Continuous expansion may eventually lead to brain stem compression, hydrocephalus with intracranial hypertension and finally to death. Management options

Published online: 30 March 2010

 Springer

include observation, stereotactic radiosurgery and microsurgery.

Microsurgery is mainly indicated in large and growing tumors, tumors with annoying symptomatology (vertigo, tinnitus) and according to the patient's preference. With improvement of microsurgical technique incidence of permanent complications decreased. Facial nerve dysfunction is rare and hearing preservation is possible in the significant proportion of cases [1, 2]. There is still risk of developing balance problems after the surgery, but most patients recover well. Vestibular compensation follows tumor removal and deafferentation. Different factors can influence speed and level of compensation as well. This process takes typically from weeks to months. In some patients it is never completed and resulting balance problems represent significant difficulties in daily activities affecting seriously their quality of life [3–5].

Human experiments have shown that central vestibular compensation of unilateral peripheral vestibular lesions can be improved by vestibular exercise [6]. Thus, evidence is available to support the use of vestibular rehabilitation after vestibular schwannoma surgery [7, 8]. Visual feedback represents a promising method of vestibular rehabilitation. However, there is a lack of data whether visual feedback-based balance training can improve the postural stability after vestibular schwannoma surgery. The aim of this study was to evaluate the effect of a 2-week individualized visual feedback rehabilitation exercise on the postural control in patients having undergone vestibular schwannoma surgical removal.

### Patients and methods

In the period from January 2007 to July 2009 the 69 patients underwent vestibular schwannoma surgery at the Department of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, Faculty Hospital Motol, 1st Faculty of Medicine, Charles University, Prague. All the patients were operated by the same team of surgeons, using the retrosigmoid-transmeatal approach in the supine position. Microsurgical-endoscopy assisted techniques with intraoperative neuro-monitoring were used. Radical removal of tumors was achieved in all cases. Section of both vestibular parts of 8th cranial nerve was performed even in the cases where continuity could be preserved.

As much as 17 (24.6%) out of 69 patients entered the study. Of these there were 13 men and 4 women, their age varied from 19 to 62 (mean age 40.5 years). There were three tumors in grade 2, five tumors in grade 3 and nine tumors in grade 4a. The indication for microsurgical removal of all small tumors (grade 2) was proven growth according to the repeated magnetic resonance imaging.

All the patients underwent examination of vestibular system before the surgery. Vestibular examination consisted of (1) clinical examination, (2) electronystagmography (spontaneous nystagmus, gaze directional test, saccades, smooth pursuit, caloric test and head shaking test), (3) subjective visual vertical and (4) posturography. The body sway during posturography was quantified by displacement of the Center of foot pressure (CoP) in the anterior–posterior (AP) and medio-lateral (ML) directions. Tested subjects stood on a commercial force platform (Balancemaster, Neurocom International, Inc., Clackamas, Oregon, USA). All the subjects were tested by the modified Clinical Test for Sensory Interaction of Balance consisting of four different conditions of quiet stance: stance on firm surface with eyes open (EO), stance on firm surface with eyes closed (EC), stance on foam surface with eyes open (FEO) and stance on firm surface with eyes closed (FEC) [9, 10]. The subject's feet were positioned 15-cm apart. If the feet moved at any time during the test, they were repositioned and the test was repeated.

Prior to the surgery the patients were randomly assigned to one of the two rehabilitation groups (9 in the feedback group and 8 in the standard physiotherapy) (Table 1). All the patients with a proven preoperative vestibular loss, with central nervous system or other musculoskeletal system deficits were excluded from the study. The study was performed in accordance with the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the local ethical committee, and all patients gave their informed consent.

Rehabilitation program took place at the Department of Rehabilitation and Exercise Medicine, 2nd Faculty of Medicine, Faculty Hospital Motol, Charles University, Prague. Patients in both the groups were treated once per day by intensive rehabilitation, which started on 5th post-operative day. Standardized rehabilitation protocol was performed by the same experienced physiotherapist in all the patients. Participants in feedback group were treated by

**Table 1** Patient and tumor characteristics of the two different groups of patients undergoing visual feedback (feedback group) and standard physiotherapy (control group) of vestibular rehabilitation after vestibular schwannoma surgery (feedback group and control group) shown as mean  $\pm$  standard deviation (range)

	Feedback group	Control group
Age (years)	37 $\pm$ 10 (19–56)	44 $\pm$ 12 (26–62)
Tumor size (mm)	24 $\pm$ 5 (18–35)	27 $\pm$ 6 (18–37)
Tumor grade		
2	1	2
3	2	3
4a	4	5
Male	8	5
Female	1	3

rehabilitation using visual feedback (Balancemaster, Neurocom Internacional, Inc., Clackamas, Oregon, USA). During the training participants stood on a force platform and were instructed to shift their CoP represented by a cursor on a monitor screen in indicated directions. Various exercises were used to target different aspects of balance function, namely steadiness, symmetry and dynamic stability (e.g. a patient stood with feet shoulder-width apart with eyes open, looking at a monitor screen and shifting the body weight to place the cursor into targets marked on the monitor—Fig. 1). Patients in the control group received rehabilitation without feedback. The design of exercises was identical to the feedback group. Moreover, the patients in both groups received vestibular adaptation exercises designed to increase vestibulo-ocular gain. During these exercises patients performed horizontal and vertical head movements while maintaining visual fixation on a target placed either within arm's length or across the room. The duration of each treatment was increased gradually—from 5 min to 40 min on the day of discharge, which was either the 14th or 15th postoperative day. During the hospital stay the patients were monitored each day for better compliance.

All patients after the surgery have undergone regular follow-up with clinical examination 1, 3, 6 and 12 months after the surgery. The control MRI scans were scheduled 3

and 12 months after the surgery and then annually. According to the MRI all patients remain in remission. Significant postoperative changes in the region of cerebellum among all the patients were not observed in both groups. As much as 16 out of 17 patients returned to their work activities including the professions that necessitate good balance function (e.g. policeman, woodcutter or actor) the remaining 1 patient was retired. All patients returned to their previous daily activities including the sports that necessitate good balance function (e.g. motorbiking, biking, skiing or climbing).

The patients were examined before the surgery then on the beginning of the rehabilitation program (5th postoperative day) and on the day of discharge (14th postoperative day). The following CoP parameters were calculated during each trial: velocity of CoP in antero-posterior ( $V_{AP}$ ) and medio-lateral ( $V_{ML}$ ) directions as described by Prieto et al. [11]. Amplitudes of CoP in antero-posterior ( $A_{AP}$ ) and medio-lateral ( $A_{ML}$ ) directions, root mean square (RMS), line integral (LI) and total area (TA) were quantified from the CoP path as described by Hlavacka et al. [12]. Customized software MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) was used to quantify body sway. The CoP parameters were evaluated in eyes closed to eliminate the visual contribution and while standing on a foam surface to reduce the contribution of foot–ankle proprioception.

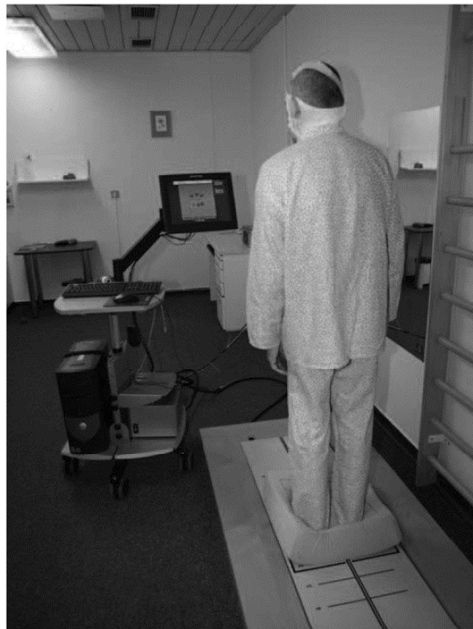


Fig. 1 Rehabilitation using visual feedback

#### Statistical analysis

Since the sway data did not have a normal distribution, the Wilcoxon signed rank test (a nonparametric test analogous to the paired  $t$  test) was used to analyze this data. The level of confidence was  $p < 0.05$ .

#### Results

We evaluated six standard [11, 12] CoP parameters in the course of postoperative rehabilitation after vestibular schwannoma removal. We compared data of standard rehabilitation with visual feedback-based training. The two groups of patients did not differ in the mean age (feedback group:  $37 \pm 10$  years; control group:  $44 \pm 12$  years [mean  $\pm$  SD]) or tumor size (feedback group:  $24 \pm 5$  mm; control group:  $27 \pm 6$  mm [mean  $\pm$  SD]). However, their sex varied.

The analysis of the studied parameters in both groups before the rehabilitation training did not show any significant differences as tested on firm and foam surfaces with eyes closed, measured by all CoP parameters.

After the 2-week rehabilitation exercise compensation of CoP parameters in stance on firm surface with eyes closed was similar in control and feedback groups.



**Table 2** Comparison of center of foot pressure (CoP) parameters during posturography in patients undergoing visual feedback rehabilitation (feedback group) and standard rehabilitation (control group), shown as mean  $\pm$  standard deviation

CoP parameters	Feedback group	Control group	<i>p</i> values
$A_{AP}$ (cm)	6.2 $\pm$ 4.3	8.6 $\pm$ 6.6	0.277
$A_{ML}$ (cm)	6.2 $\pm$ 4.5	11.9 $\pm$ 4.7	0.021
$V_{AP}$ (cm s <sup>-1</sup> )	13.3 $\pm$ 4.2	19.2 $\pm$ 4.1	0.008
$V_{ML}$ (cm s <sup>-1</sup> )	5.7 $\pm$ 2.8	8.3 $\pm$ 1.4	0.059
LI (cm)	154.3 $\pm$ 56.8	224.9 $\pm$ 44.9	0.015
TA (cm <sup>2</sup> )	133.3 $\pm$ 94.7	273.4 $\pm$ 73.2	0.011
RMS (cm)	2.6 $\pm$ 1.1	4.1 $\pm$ 0.75	0.027

Measured CoP parameters: velocity of CoP in antero-posterior ( $V_{AP}$ ) and medio-lateral ( $V_{ML}$ ) directions, amplitudes of CoP in antero-posterior ( $A_{AP}$ ) and medio-lateral ( $A_{ML}$ ) directions, root mean square (RMS), line integral (LI) and total area (TA) quantified from the CoP path

Significant differences of the studied parameters between the feedback and control groups were observed after 2-week rehabilitation exercises. Patients in the group of visual feedback-based rehabilitation program demonstrated significant difference in amplitude of CoP in medio-lateral direction ( $p = 0.021$ ), velocity of CoP in antero-posterior direction ( $p = 0.008$ ), line integral ( $p = 0.015$ ), total area ( $p = 0.011$ ) and root mean square ( $p = 0.027$ ) tested on foam surface with eyes closed (Table 2).

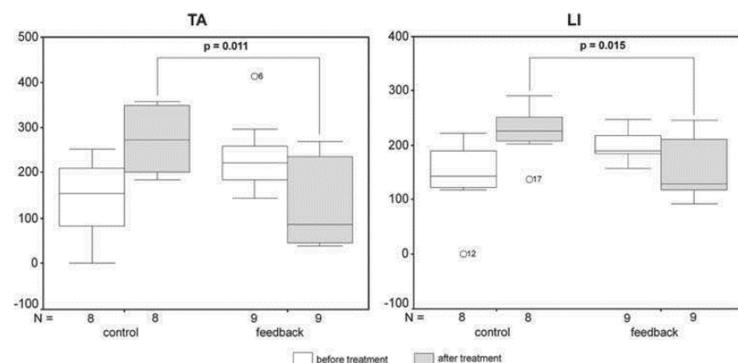
The assessment of stance on foam surface with eyes closed had proven better compensation in patients in the feedback group too (Figs. 2 and 3) and CoP parameters differed significantly.

Reviewing the results, we found statistically significant improvement in 5 out of 7 CoP parameters ( $A_{ML}$ ,  $V_{AP}$ , LI, TA, RMS) during stance on foam surface with eyes closed after 10 day training period.

## Discussion

In this prospective study, we compared results of two different strategies for early vestibular rehabilitation after vestibular schwannoma surgery (visual feedback rehabilitation and standard physiotherapy rehabilitation). This study showed that after 2 weeks of exercises subjects receiving visual-based rehabilitation treatment had better postural control than those receiving only rehabilitation without feedback.

Vestibular schwannoma resection induces several common complaints, such as hearing loss, tinnitus, facial nerve dysfunction, headache and balance problems [4, 13–15]. In the literature, the frequency and impact of these symptoms vary considerably, but the growing awareness of quality of life issues has drawn more attention to these postoperative problems [3]. Balance problems are most apparent in the acute stage after vestibular schwannoma surgery and usually improve gradually over time. Despite the trend for improvement of vestibular lesion, balance problems are reported by the majority of patients after vestibular schwannoma surgery and are associated with decreased quality of life. Some factors have been identified that may contribute to a poor recovery e.g. age and sex, central vestibular dysfunction, size of tumor, progressive and intermittent vestibular pathology, physical and psychological factors including orthopedic, neurological cardiovascular disorders, impairment of vision, anxiety and depression [3]. There is evidence available to support the use of vestibular rehabilitation after surgery for vestibular schwannoma [7, 8]. Vestibular rehabilitation is recommended for these patients during the acute postoperative period to speed up vestibular compensation. Rehabilitation using visual biofeedback for postural control can reduce sway during stance and improve postural control. There is a lack of knowledge of how visual feedback can speed up

**Fig. 2** Comparison of total area (TA) and line integral (LI) in patients undergoing visual feedback rehabilitation (feedback) and standard rehabilitation (control)

6. Perez N, Santandreu E, Benitez J, Rey-Martinez J (2006) Improvement of postural control in patients with peripheral vestibulopathy. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 263:414–420
7. Enticott JC, O'Leary SJ, Briggs RJ (2005) Effects of vestibulo-ocular reflex exercises on vestibular compensation after vestibular schwannoma surgery. *Otol Neurotol* 26:265–269
8. Herdman SJ, Clendaniel RA, Mattox DE, Holliday MJ, Niparko JK (1995) Vestibular adaptation exercises and recovery: acute stage after acoustic neuroma resection. *Otolaryngol Head Neck Surg* 113:77–87
9. Shumway-Cook A, Horak FB (1986) Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther* 66:1548–1550
10. Wrisley DM, Whitney SL (2004) The effect of foot position on the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Arch Phys Med Rehabil* 85:335–338
11. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM (1996) Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 43:956–966
12. Hlavacka F, Kundrat J, Krizkova M, Bacova E (1990) Physiologic range of stabilometry values obtained in the upright posture using a computer. *Cesk Neurol Neurochir* 53:107–113
13. Andersson G, Ekvall L, Kinnefors A, Nyberg G, Rask-Andersen H (1997) Evaluation of quality of life and symptoms after trans-labyrinthine acoustic neuroma surgery. *Am J Otol* 18:421–426
14. Wiegand DA, Ojemann RG, Fickel V (1996) Surgical treatment of acoustic neuroma (vestibular schwannoma) in the United States: report from the Acoustic Neuroma Registry. *Laryngoscope* 106:58–66
15. Fahy C, Nikolopoulos TP, O'Donoghue GM (2002) Acoustic neuroma surgery and tinnitus. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 259:299–301

## B. Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis

Journal of Vestibular Research 21 (2011) 161–165  
DOI 10.3233/VES-2011-0414  
IOS Press

161

# Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis

Ondřej Čákr<sup>a,b,\*</sup>, Kryštof Slabý<sup>a</sup>, Lucie Viktorinová<sup>a</sup>, Pavel Kolář<sup>a</sup> and Jaroslav Jeřábek<sup>b,c</sup>

<sup>a</sup>Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2nd Faculty of Medicine, Faculty Hospital Motol, Charles University, Prague, Czech Republic

<sup>b</sup>Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University, Prague, Czech Republic

<sup>c</sup>Department of Neurology, 2nd Faculty of Medicine, Faculty Hospital Motol, Charles University, Prague, Czech Republic

Received 19 April 2010

Accepted 2 March 2011

**Abstract.** Idiopathic scoliosis (IS) is characterized by a three-dimensional deviation of the vertebral column and its etiopathogenesis is unknown. Various factors are associated with idiopathic scoliosis, among these a prominent role has been attributed to integration of vestibular information with graviception for perception of space. Subjective visual vertical (SVV) is a sensitive sign of verticality perception. The aim of this study was to determine if SVV in adolescents with IS is different from healthy controls. Examination of SVV was performed using the bucket method. Binocular measurements of SVV were made in 23 adolescents with IS (age  $14.5 \pm 2.5$ , mean  $\pm$  SD) and 23 healthy subjects (age  $14.0 \pm 2.9$ ). The groups differed significantly on SVV deviation ( $p < 0.01$ ): healthy controls ( $-0.04^\circ \pm 0.64^\circ$ ), IS group ( $0.86^\circ \pm 1.39^\circ$ ). There was also significant difference in SVV uncertainty ( $p < 0.001$ ): healthy controls ( $1.50^\circ \pm 0.94^\circ$ ), IS group ( $2.46 \pm 0.82^\circ$ ). We conclude that the perception of visual vertical is altered in IS which may play role in development of IS.

Keywords: Scoliosis, adolescent, vestibular function, otolith system, bucket method

### 1. Introduction

Scoliosis is a 3-dimensional deformity of the spine characterized by deformation in the sagittal (thoracic lordosis), frontal (lateral curvature) and transverse planes (vertebral rotation). Idiopathic scoliosis (IS) is the most common type of spine deformity. Its prevalence is about 2% to 3% in children aged 10 to 16 years. Girls are at a higher risk than boys for severe progression [12]. Although the etiopathogenesis of scoliosis is unknown, various factors have been identified that could be related to the etiology of scoliosis.

Abnormalities in postural control, vestibular and somatosensory function have been described in patients with IS [11,21]. Erect standing posture can be compromised by “lateropulsion”, that is an active lateral tilt of the body [5,20]. Lateropulsion could be an attempt to align the body with an internal vertical reference which is erroneously perceived to be tilted from true earth vertical [9,19] which is also sensed by somaesthetic graviception [2]. Vestibular dysfunction is compatible with imbalance of the activity in central vestibular neurons [18]. A tilt of the subjective visual vertical (SVV) is a sensitive sign of vestibular tone imbalance [6,7, 10]. It can result from lesions of central and peripheral vestibular pathways. Standard testing methods for SVV (i.e. the hemispheric dome method and light bar in the dark method) are still adopted mainly by specialized departments [4]. The equipment is large and not easily moved and the cost may limit its use in many clinical

\*Corresponding author: Ondřej Čákr, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2nd Faculty of Medicine, Charles University, V Úvalu 84, 150 06 Prague 5, Czech Republic. Tel.: +420 224439201; Fax: +420 224439220; E-mail: [ondrej.cakr@lf2.cuni.cz](mailto:ondrej.cakr@lf2.cuni.cz).

environments. A practical and reliable bedside tool for determining the SVV is the bucket method described by Zwergal et al. [23]. Our aim was to determine if SVV measured with the bucket method is different in patients with idiopathic scoliosis and healthy controls.

## 2. Methods

### 2.1. Subjects

Twenty-three patients (18 girls and 5 boys) with idiopathic scoliosis aged 8–18 years ( $14.5 \pm 2.5$ , mean  $\pm$  standard deviation) participated in the study. The board-certified pediatric orthopedist had previously screened and diagnosed IS. All patients were recruited from the orthopedic care unit at the Faculty Hospital Motol, Czech Republic. None of the patients had surgery before and no patient presented any pathology in neurologic examination. All patients were examined with X-rays with the antero-posterior view of the whole spine. The average Cobb angle was  $21.4^\circ \pm 8.8^\circ$  and varied between  $11^\circ$  and  $36^\circ$ .

The control subjects were recruited from the students at a local school and consisted of 23 age-matched and sex-matched healthy adolescents (mean age  $14.0 \pm 2.9$ , 18 girls and 5 boys). No participant reported any neurologic or orthopedic problems. All of them were screened for scoliosis by an experienced physiotherapist. Subject characteristics including description of scoliosis pattern are listed in Table 1.

Parents, and also adolescents gave their informed consent before the experiment. The study was performed in accordance with the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the local ethical committee.

### 2.2. Apparatus and testing procedures

Patients were examined in the period from April 2009 to December 2009. Examinations took place at the Department of Rehabilitation, 2nd Faculty of Medicine, Charles University, Prague. Subjects in the control group were examined in December 2009 in their school. Both groups were examined by the same experienced physiotherapist using the uniform testing protocol.

Examination of the SVV was performed using the bucket method described by Zwergal and coworkers [23]. Subjects stood upright and looked into a plastic, opaque bucket. The position of the subject's head

Table 1  
Subjects' characteristics

	Patients	Control
N	23	23
boys/girls	5/18	5/18
Age [years]	$14.5 \pm 2.5$	$14.0 \pm 2.9$
Cobb angle [ $^\circ$ ]	$21.4 \pm 8.8$	NA
Scoliosis type		
Right thoracic	7	NA
Left thoracic	2	NA
Right thoraco-lumbar	5	NA
Left thoraco-lumbar	9	NA



Fig. 1. The bucket method for determining visual vertical. View from outside how the examiner holds the bucket.

was not fixed in the frame. The subject could not see beyond the rim of the bucket, providing no cues to visual orientation. On the bottom outside there was a perpendicular line originating from center point of a quadrant divided into degrees with the zero line adjusted to the dark line inside (See Fig. 1). On each trial the examiner randomly rotated the bucket right or left to various end positions. Then the examiner slowly rotated the bucket until the subject signaled that the inside bottom line was vertical by saying "stop". Subjects performed 10 trials, 5 trials clockwise and 5 counterclockwise. Degrees were read off on the outside scale by the examiner. Measurements were made binocularly, i.e. with both eyes open. Time needed for examination was approximately 5 minutes.

The deviation of SVV from true spatial vertical was computed for each participant as an average of all 10 measurements. We also computed SVV uncertainty as difference between the average SVV deviation of clockwise and counterclockwise measurements. All of the parameters for both groups were expressed as mean  $\pm$  SD. We also compared data from our control group with the original control group from Zwergal's paper [23] that they provided as a supplement.

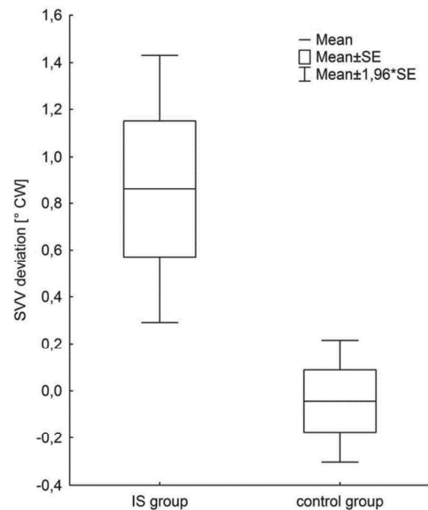


Fig. 2. Comparison of SVV deviation in adolescents with IS and healthy controls.

T-test for independent samples was used to compare SVV deviation and SVV uncertainty between groups. Computations were made using Statistica 9.1 (StatSoft, Tulsa, OK). All test results were considered significant at  $p < 0.05$ .

### 3. Results

Our IS group and our control group did not differ in the mean age or sex ratio. The groups differed significantly on SVV deviation ( $p < 0.01$ ): healthy controls  $-0.04^\circ \pm 0.64^\circ$ , IS group  $0.86 \pm 1.39^\circ$ . See Fig. 2. There was also a significant difference in SVV uncertainty ( $p < 0.001$ ): healthy controls  $1.50^\circ \pm 0.94^\circ$ , IS group  $2.46 \pm 0.82^\circ$ . See Fig. 3.

Comparison of SVV deviation between our control group and the control group in Zwergal's paper did not show significant differences: our controls  $-0.04^\circ \pm 0.64^\circ$ , Zwergal's controls  $0.28^\circ \pm 1.15^\circ$  See Fig. 4.

### 4. Discussion

The main finding is that patients with IS have abnormal SVV perception. This study showed that these patients differed significantly in SVV deviation and SVV

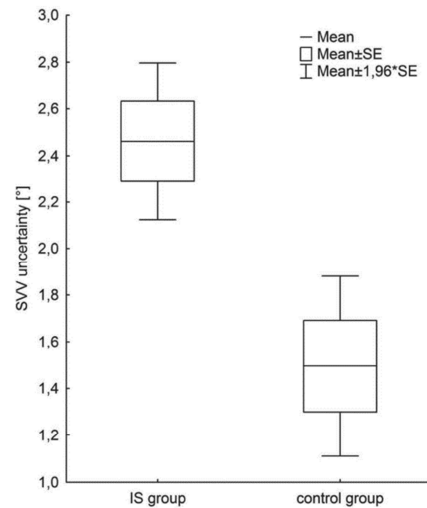


Fig. 3. Comparison of SVV uncertainty in adolescents with IS and healthy controls.

uncertainty from age- and sex-matched healthy subjects. SVV is a sensitive sign of verticality perception that relies on visual and vestibular information and it is the most sensitive sign of vestibular tone imbalance in the roll plane [1,10]. It can result from lesions of central and peripheral vestibular pathways. Therefore, these results support hypothesis that patients with IS might have some imbalance in central or peripheral vestibular pathways.

Our results are supported by earlier experiments with animals and children [3,17]. A study in adult guinea pigs showed that selective experimental lesions of the otolith receptors induce deformations of the spine comparable in many ways to those observed in children with IS [8]. Wiener-Vacher and Mazda studied otolith vestibular function in 30 children with IS, using off-vertical axis rotation (OVAR). Of the patients, 67% had significantly greater values of directional preponderance on the OVAR test compared with control subjects [22].

We used the bucket method as a simple bedside test for SVV. Healthy subjects could adjust their SVV to true vertical within a mean error of  $< 2^\circ$ . This ability depends primarily on vestibular cues [5]. Our subjects stood upright during examination but their heads were not fixed with the external frame. In this case SVV could be influenced also by head and body position (so

- [20] D.A. Perennou, G. Mazibrada, V. Chauvineau, R. Greenwood, J. Rothwell, M.A. Gresty and A.M. Bronstein, Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain* **131** (2008), 2401–2413.
- [21] M. Simoneau, V. Lamothe, E. Hutin, P. Mercier, N. Teasdale and J. Blouin, Evidence for cognitive vestibular integration impairment in idiopathic scoliosis patients, *BMC Neurosci* **10** (2009), 102.
- [22] S.R. Wiener-Vacher and K. Mazda, Asymmetric otolith vestibulo-ocular responses in children with idiopathic scoliosis, *J Pediatr* **132** (1998), 1028–1032.
- [23] A. Zwergal, N. Rettinger, C. Frenzel, M. Dieterich, T. Brandt and M. Strupp, A bucket of static vestibular function, *Neurology* **72** (2009), 1689–1692.

## C. Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky

KAZUISTIKA

# Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky

## Diagnostically Specific Findings in Posturography – Two Case Reports

### Souhrn

Posturografie je často využívaná metoda pro objektivizaci poruch stability stoje. Přestože se jedná o vyšetření velmi přesné, jeho diagnostická specifická je malá. Běžně hodnocené parametry, jakými jsou např. délka trajektorie, amplituda výchylek nebo rychlost pohybu působitě tlakových sil pacienta, nejsou pro jednotlivá onemocnění postihující stabilitu nijak specifická. Jednou z možností, jak využít posturografické vyšetření také pro usnadnění diferenciálně diagnostické rozvahy, je frekvenční analýza signálu. Naše práce poukazuje na dvě neurologická onemocnění, která jsou svým projevem při hodnocení pomocí frekvenční analýzy zcela typická. Jedná se o 3Hz tremor při atrofii předního laloku mozečku a vysokofrekvenční tremor v pásmu 12–18 Hz u pacientů s primárním ortostatickým tremorem.

### Abstract

Posturography is an electrophysiological method for evaluation of balance in unsteady patients. Posturography is very accurate but has very low specificity for nosologic diagnosis when basic routinely evaluated parameters, e.g. centre of pressure displacement etc., are used. However, power spectra analysis (Fast Fourier Transformation) of centre of pressure displacement during quiet stance can identify postural abnormalities pathognomic for specific lesions of nervous system. We present two neurological disorders with specific posturographic patterns. Typical 3Hz sway in patients with anterior lobe cerebellar atrophy and increase sway in higher power spectra (12–18 Hz) in patients suffering from primary orthostatic tremor.

O. Čákr<sup>1,2</sup>, T. Funda<sup>2</sup>,  
R. Černý<sup>3</sup>, P. Kolář<sup>1</sup>, J. Mužík<sup>2</sup>,  
J. Jeřábek<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN v Motole, Praha

<sup>2</sup> České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK v Praze

<sup>3</sup> Neurologická klinika dospělých 2. LF UK a FN v Motole, Praha

✉  
Mgr. Ondřej Čákr  
Klinika rehabilitace  
a tělovýchovného lékařství  
2. LF UK a FN v Motole  
V Úvalu 84  
150 06 Praha 5  
e-mail:  
ondrej.cakrt@lfmotol.cuni.cz

Přijato k recenzi: 22. 4. 2011  
Přijato do tisku: 9. 5. 2011

### Klíčová slova

posturografické vyšetření – frekvenční analýza – vyšetření stoje – stabilita – cerebelární ataxie – primární ortostatický tremor

### Key words

posturography – frequency analysis – stance examination – postural instability – cerebellar ataxia – primary orthostatic tremor

Práce byla podpořena Nadací Pohyb bez pomoci.

## Úvod

Jedním z častých symptomů řady neurologických onemocnění je porucha stability stoje a chůze. Nemocní mají narušenou schopnost udržení vzpřímeného stoje, která se projevuje nejčastěji zvýšenými oscilacemi těla, popř. až pádem. Jednou z možností, jak objektivizovat tyto poruchy, je posturografické vyšetření. Jedná se o vyšetření, při kterém pacient stojí na silové (tenzometrické) plošině. Ta je schopna pomoci tenzometrů měřit jednotlivé složky tlakových sil a jejich momenty u stojícího člověka. Z naměřených hodnot je možné vypočítat polohu působitě výsledné tlakové síly – Centre of foot Pressure (CoP) pacienta [1]. Poloha CoP je určena souřadnicemi v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Při vyšetření stoje často využíváme možnosti narušení interakce mezi jednotlivými aferentními vstupy (zrak, propriorecepce) podílejícími se na řízení rovnováhy. Jedním z běžně používaných testů stability stoje je Clinical Test for Sensory Interaction of Balance [2]. Polohu CoP vyšetřujeme u tohoto testu ve čtyřech situacích: stoj na pevné podložce s otevřenými a zavřenými očima, poté stoj na pěnové podložce s otevřenými a zavřenými očima. Dalšími možnostmi, jak narušit aferentní vstupy, je galvanická stimulace labyrintu v průběhu vyšetření či mechanická vibrace na šlachy m. soleus [3].

Během vyšetření zaznamenáváme polohu CoP v souřadnicovém systému s frekvencí v řádech desítek Hz v závislosti na vzorkovací frekvenci přístroje. Ze získaného signálu můžeme analyzovat řadu parametrů.

Obecně můžeme získané parametry rozdělit na parametry trajektorie CoP (např. délka trajektorie, průměrná rychlost pohybu CoP) a parametry plochy CoP (např. 95% plocha konfidenční elipsy) [4]. Tyto parametry však můžeme použít pouze pro kvantifikaci poruchy rovnováhy, popřípadě jako objektivní nástroj pro sledování vývoje poruchy v čase. Diagnostická specifita těchto kvantitativních parametrů je bohužel limitovaná. Nelze tedy rozlišit, zda jde například o poruchu stability způsobenou onemocněním vestibulárního systému nebo mozečku. Pro stanovení topické diagnózy jsou tudíž tyto parametry málo použitelné. Pomoc v diferenciální rozvaze nám mohou v určitých případech nabídnout parametry zís-

kané frekvenční analýzou signálu. Jedná se zejména o specifický tremor při atrofii předního laloku mozečku s frekvencí 3 Hz [5] a vysokofrekvenční oscilace v pásmu 12–18 Hz u pacientů s primárním ortostatickým tremorem [6].

## Klinické využití posturografie

Využití posturografického vyšetření pro stanovení topické diagnózy bylo předmětem řady studií. Výsledky těchto studií byly často rozporuplné a jejich výtěžnost nebyla uspokojivá. Přesto se podařilo shromáždit důkazy, které podporují prospěšnost posturografie při stanovení klinické diagnózy.

Několik studií zkoumalo, zda by se mohlo pomocí posturografie v diferenciální diagnostice poruch rovnováhy lišit porovnání parametrů CoP mezi jednotlivými skupinami pacientů a zdravými kontrolami. Posturografické vyšetření stoje bylo použito k rozlišení mezi 41 pacienty s různými typy patologie mozečku a 20 kontrolami [5]. Přestože patologické výsledky posturografie byly nalezeny u 86 % pacientů, pouze atrofie předního laloku mozečku měla posturální vzorec odlišný od jiných typů mozečkových poruch. Výsledky uvedené studie také ukazují, že ne všechny mozečkové léze lze pomocí posturografie odlišit od zdravých kontrol. Tento příklad ilustruje, že skupinové rozdíly nezaručují vždy dostatečnou výtěžnost pro správné stanovení diagnózy. Jiný přístup analýzy posturografických parametrů se zaměřuje na identifikaci posturální abnormality, která je typická pro konkrétní onemocnění. Nadějně se v tomto smyslu jeví především metody frekvenční analýzy signálu.

Jedním z typických posturografických nálezů je 3Hz posturální třes při atrofii předního laloku mozečku [5]. Tento třes můžeme sice detekovat i pozorováním při klinickém vyšetření pacienta, ale kvantifikaci umožní až přesné změření oscilací s detekcí abnormálně zvýšené aktivity v daném frekvenčním pásmu [7].

Pacienti s primárním ortostatickým tremorem vykazují charakteristické zvýšení aktivity ve vyšších pásmech spektra, s typickým vrcholem mezi 12 a 18 Hz [6,8]. Tato frekvence oscilací dobře koreluje s frekvencí třesu, který obvykle není rozpoznatelný pouhým okem při klinickém vyšetření, ale jenž může být zachycen pomocí povrchové EMG na svaloch dolních

končetin [9]. Jde patrně o nejlépe definovanou abnormalitu, která je průkazně zachytitelná pomocí posturografie. U pacientů s ortostatickým tremorem je často mylně diagnostikována psychogenní porucha rovnováhy. Důvodem je, že tremor takto vysoké frekvence uniká při klinickém vyšetření a pacienti obtíže nevnímají jako tremor, ale spíše jako pocit nestability.

V naší práci jsme analyzovali posturografický signál získaný při vyšetření stoje (vzorkovací frekvence 40 Hz, plošina Synapsys, Marseille). K výpočtu frekvenčního spektra signálu CoP jsme použili metodu multitaper. Jedná se o neparametrickou metodu vycházející z diskrétní Fourierovy transformace. Stejně jako u Fourierovy transformace se převádí signál z časové oblasti do oblasti frekvenční. Navíc je u této metody provedeno vážení dat v časové oblasti optimálními okénkovými funkcemi nazývanými „tapers“ [10].

Oproti zdravému jedinci je u pacientů vidět výrazná vlna ve frekvenčním spektru. U pacientů s cerebelární ataxií se vlna objevuje na frekvenci 3 Hz a u pacientů postižených ortostatickým tremorem na frekvenci 16 Hz. Na dvou kazuistikách chceme dokumentovat výsledky uvedené frekvenční analýzy.

## Kazuistika I

Žena, 68 let, s negativní rodinou anamnézou. Léčí se pro hypertenzi a ICHS. K vyšetření odeslána pro zvolna progredující ataxii chůze i končetin. Potíže začaly v 60 letech věku. Subjektivně ji nejvíce obtěžovala nejistota v chůzi s výskytem náhlých pulzů do stran a dozadu. Opakovaně došlo k pádu. Poslední tři roky je pacientka schopna chůze pouze s dopomocí druhé osoby. V klidu, vsedě a při změnách polohy těla závratí netrpí.

Při objektivním vyšetření na HK je dystaxie vlevo. Chůze je výrazně nejistá s tahem do stran a dozadu, v pulzním testu padá naznak. Skóre ataxie dosahuje 20/100 bodů [11].

Pomocná vyšetření: MR mozku prokazuje lehkou mozečkovou atrofii a drobná nespecifická ložiska v bílé hmotě supratentoriálně. Vyšetření likvoru a metabolický skrining byly normální. Genetické vyšetření prokázalo SCA 6.

Videookulografický záznam prokazuje těžkou poruchu sledovacích pohybů očních, abnormální optokinetickou odpověď



16 Hz (obr. 1 a 2). Pacient splňoval diagnostická kritéria pro primární ortostatický tremor, který se objevuje pouze při statické zátěži. Ve stoji je patrný jemný tremor typický stehenního i lýtkového svalstva, detekovatelný přímou palpací. EMG vyšetření povrchovou elektrodou provedené následně po posturografickém vyšetření potvrdilo typický nálezy vysokofrekvenční synchronní aktivity [12].

Terapeuticky má u pacienta nejlepší efekt kombinace primidonu (250 mg/den) a klonazepamu (1,5 mg za den). Na této terapii je pacient uspokojivě kompenzován, potíže neomezují běžné denní aktivity.

#### Diskuze

Posturografie je vyšetření, které umožňuje podrobnou komplexní analýzu stoje u pacientů s poruchami rovnováhy. Výhodou je neinvazivní charakter a časová nenáročnost vyšetření. V klinické praxi dnes posturografii používáme zejména k objektivní kvantifikaci poruch stability. Vyšetření také umožňuje sledování vývoje onemocnění v čase, popřípadě posouzení efektu léčby. Existují rovněž studie, které poukazují na využitelnost posturografie pro stanovení rizika pádu u pacientů s neurologickým postižením [13]. Mezi moderní prostředky analýzy signálu pak patří využití neuronových sítí, jež umožňují lepší využitelnost posturografie v diferenciálnědiagnostické rozvaze [14].

Relativně málo neurologických onemocnění má posturální vzorec natolik specifický, abychom na základě jeho analýzy mohli stanovit topickou diagnózu. Mezi tato onemocnění patří především atrofie předního laloku mozečku [5] a primární ortostatický tremor [6,8]. Rovněž

pacienti se somatoformním fobickým posturálním vertigem mají specifický vzorec posturální aktivity vyznačující se zvýšením oscilací ve frekvenčním pásmu od 3,5–8 Hz [15]. Všechna jmenovaná onemocnění jsou svým posturografickým vzorcem specifická, pouze pokud signál hodnotíme ve frekvenčním pásmu. Při analýze s využitím jen standardních parametrů CoP (velikost amplitudy, délka trajektorie aj.) jsou výsledky nespecifické. Je tedy důležité si uvědomit, že posturografické vyšetření není kompletní, pokud nezhodnotíme signál ve frekvenční doméně.

Existuje jen málo studií, které se zabývají využitelností posturografie pro stanovení topické diferenciální diagnózy [16]. Jedním z důvodů je nedostatek standardizovaných protokolů umožňujících srovnávání výsledků mezi jednotlivými laboratorními. Toto je také jedním z činitelů, které brání snadné implementaci posturografie do klinické praxe. Těž relativně vysoké náklady a závislost na technických odborných znalostech činí toto vyšetření méně atraktivní pro většinu lékařské veřejnosti.

V budoucnu bude potřeba pracovat na zlepšení klinické využitelnosti posturografie, zejména sestavit standardizované protokoly, které zlepší interpretaci a umožní srovnání nálezů mezi různými laboratořemi.

#### Literatura

1. Furman JM, Baloh RW, Barin K, Hain TC, Herdman S, Horst RK. Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 1993; 43(6): 1261–1264.
2. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. *Suggestion from the field. Phys Ther* 1986; 66(10): 1548–1550.
3. Valkovic P, Krafczyk S, Botzel K. Postural reactions to soleus muscle vibration in Parkinson's disease: sca-

ling deteriorates as disease progresses. *Neurosci Lett* 2006; 401(1–2): 92–96.

4. Rocchi L, Chiari L, Cappello A, Horak FB. Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: a feature selection procedure based on principal component analysis. *Neurosci Lett* 2006; 394(2): 140–145.

5. Diener HC, Dichgans J, Bacher M, Gompf B. Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984; 57(2): 134–142.

6. Yarrow K, Brown P, Gresty MA, Bronstein AM. Force platform recordings in the diagnosis of primary orthostatic tremor. *Gait Posture* 2001; 13(1): 27–34.

7. Baloh RW, Jacobson KM, Beykirch K, Honrubia V. Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions. *Arch Neurol* 1998; 55(5): 649–654.

8. Fung VS, Sauner D, Day BL. A dissociation between subjective and objective unsteadiness in primary orthostatic tremor. *Brain* 2001; 124(2): 322–330.

9. Piboolnurak P, Yu QP, Pullman SL. Clinical and neurophysiologic spectrum of orthostatic tremor: case series of 26 subjects. *Mov Disord* 2005; 20(11): 1455–1461.

10. Hanssen A. Multidimensional multitaper spectral estimation. *Signal Processing* 1997; 58(3): 327–332.

11. Trouillas P, Takayanagi T, Hallett M, Currier RD, Subramony SH, Wessel K et al. International Cooperative Ataxia Rating Scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. The Ataxia Neuropharmacology Committee of the World Federation of Neurology. *J Neurol Sci* 1997; 145(2): 205–211.

12. Deuschl G, Bain P, Brin M. Consensus statement of the Movement Disorder Society on Tremor. *Ad Hoc Scientific Committee. Mov Disord* 1998; 13 (Suppl 3): 2–23.

13. Valkovic P, Krafczyk S, Benetin J, Saling M, Botzel K. Deterioration of postural stability in the progression of Parkinson's disease: a posturographic study. *Cesk Slov Neurol N* 2004; 67/100(5): 347–353.

14. Krafczyk S, Tietze S, Swoboda W, Valkovic P, Brandt T. Artificial neural network: a new diagnostic posturographic tool for disorders of stance. *Clin Neurophysiol* 2006; 117(8): 1692–1698.

15. Krafczyk S, Schlamp V, Dieterich M, Haberhauer P, Brandt T. Increased body sway at 3.5–8 Hz in patients with phobic postural vertigo. *Neurosci Lett* 1999; 259(3): 149–152.

16. Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 2008; 119(11): 2424–2436.

## D. Elektrotaktilní stimulace jazyka: nová možnost rehabilitace posturální stability – kazuistika

KAZUISTIKA

# Elektrotaktilní stimulace jazyka: nová možnost rehabilitace posturální stability – kazuistika

Electrotactile Stimulation of the Tongue: a New Option  
in the Rehabilitation of Postural Stability – a Case Report

### Souhrn

Zcela novou metodou v rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy je využití biologické zpětné vazby pomocí elektrotaktilní stimulace – systém BrainPort®. Prostřednictvím elektrotaktilní stimulace jazyka je pacient informován o aktuální poloze hlavy. Základem přístroje je akcelerometr převádějící informace o změně polohy hlavy na elektrické impulzy, které pacient vnímá na jazyku. Metodika se uplatňuje především u periferních postižení labyrintu, u kterých se nepodaří dosáhnout uspokojivé kompenzace standardními postupy. Perspektivní využití má metodika i u centrálních poruch stability. Předložená práce demonstruje dobrý efekt tohoto rehabilitačního postupu u pacienta s paleocerebelárním postižením.

### Abstract

A completely new technique in the rehabilitation of patients suffering from balance disorders is the use of biological feedback by way of electrotactile stimulation – the BrainPort® system. Thanks to electrotactile stimulation of the tongue, the patient is informed of the actual position of his head. The principle part of the equipment is an accelerometer, which transmits information concerning changes in head positions to electrical impulses, which the patient feels on their tongue. The technique is predominantly used in peripheral disorders of the labyrinth where satisfactory compensation has not been achieved with standard processes. The technique is also promising in patients with central stability disorders. This paper demonstrates the promising effect of this rehabilitative approach in patients with paleocerebellar disorders.

O. Čákr<sup>1</sup>, P. Kolář<sup>1</sup>, R. Černý<sup>2</sup>,  
T. Funda<sup>3</sup>, J. Jeřábek<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN v Motole, Praha

<sup>2</sup> Neurologická klinika dospělých 2. LF UK a FN v Motole, Praha

<sup>3</sup> ČVUT FBMI, Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK v Praze



Mgr. Ondřej Čákr  
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství  
2. LF UK a FN v Motole  
V Úvalu 84  
150 06 Praha 5-Motol  
e-mail:  
ondrej.cakrt@lfmotol.cuni.cz

Přijato k recenzi: 10. 3. 2009  
Přijato do tisku: 4. 5. 2009

### Klíčová slova

biologická zpětná vazba – posturální stabilita – rehabilitace – paleocerebelární syndrom

### Key words

biofeedback – postural balance – rehabilitation – cerebellar syndrome

Práce byla podpořena z výzkumného záměru MSM 6840770012.

## Úvod

Častým problémem neurologických pacientů je porucha posturální stability. U těchto pacientů je narušena schopnost udržení vzpřímeného postojení. Příčinou bývá onemocnění vestibulárního systému, postižení mozečku či neuropatie. Rehabilitace představuje nedílnou součást léčby těchto pacientů.

Mezi moderní technické prostředky, které využíváme v rehabilitaci poruch stability, patří metody s biologickou zpětnou vazbou. Biologická zpětná vazba je terapeutický postup, který zahrnuje měření osobních fyziologických veličin a jejich prezentaci v reálném čase a vhodné podobě pacientovi. Těchto systémů byla vyvinuta celá řada, od cvičení na stabilometrické plošině s vizuální zpětnou vazbou až po zařízení kombinující akcelerometry s vibrační stimulací na těle pacienta. Zcela novou možnost rehabilitace poruch rovnováhy představuje systém BrainPort® (BP), který využívá jako biologickou zpětnou vazbu elektrotaktilní stimulaci jazyka [1,2]. Cílem této práce je představit tento systém a prostřednictvím kazuistiky demonstrovat jeho efektivitu u pacienta s centrálně podmíněnou poruchou stability – paleocerebelárním syndromem.

## Biologická zpětná vazba v rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy

V rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy je zpětná vazba k nácviku stability vyu-

žívána již řadu let. Obecně se předpokládá, že biologická zpětná vazba facilituje multisenzorickou (zrakovou, propioceptivní a vestibulární) stimulaci, a tím urychluje kompenzační proces spočívající v reorganizaci neuronálních okruhů, které se podílejí na řízení rovnováhy. V praxi se dnes využívá několik systémů, jedním z nich je vizuální zpětná vazba. Zde je změna polohy těla pacienta snímána pomocí stabilometrické plošiny. Ta je schopna prostřednictvím tenzometrů umístěných v rozích plošiny měřit jednotlivé složky tlakových sil stojícího člověka a jejich momenty. Z naměřených hodnot je možné vypočítat polohu působivé výsledné tlakové síly (CoP) pacienta [3]. Poloha CoP je určena souřadnicemi x (antero-posteriorní směr) a y (latero-laterální směr), pohyb CoP můžeme v reálném čase zobrazit na monitoru. Poloha CoP na monitoru před pacientem představuje zpětnovazební signál, který ho informuje o aktuální poloze těla. Pomocí tohoto signálu je pacient schopen lépe regulovat posturální reakce, a tím udržet stabilní stoj [4].

Na jiném principu pracují systémy, které snímají změnu polohy těla prostřednictvím akcelerometrů. Akcelerometry jsou nejčastěji umístěny na trupu, blízko reálné polohy těžiště těla, nebo na hlavě pacienta, tedy v blízkosti vestibulárního labyrintu [5]. Tyto systémy používají jako zpětnovazební signál vibrační stimulaci mechanoreceptorů na povrchu těla. Vibrátory informují pacienta ve chvíli, kdy poloha senzoru překročí určitou mez a hrozí riziko pádu [5].

## Brain Port

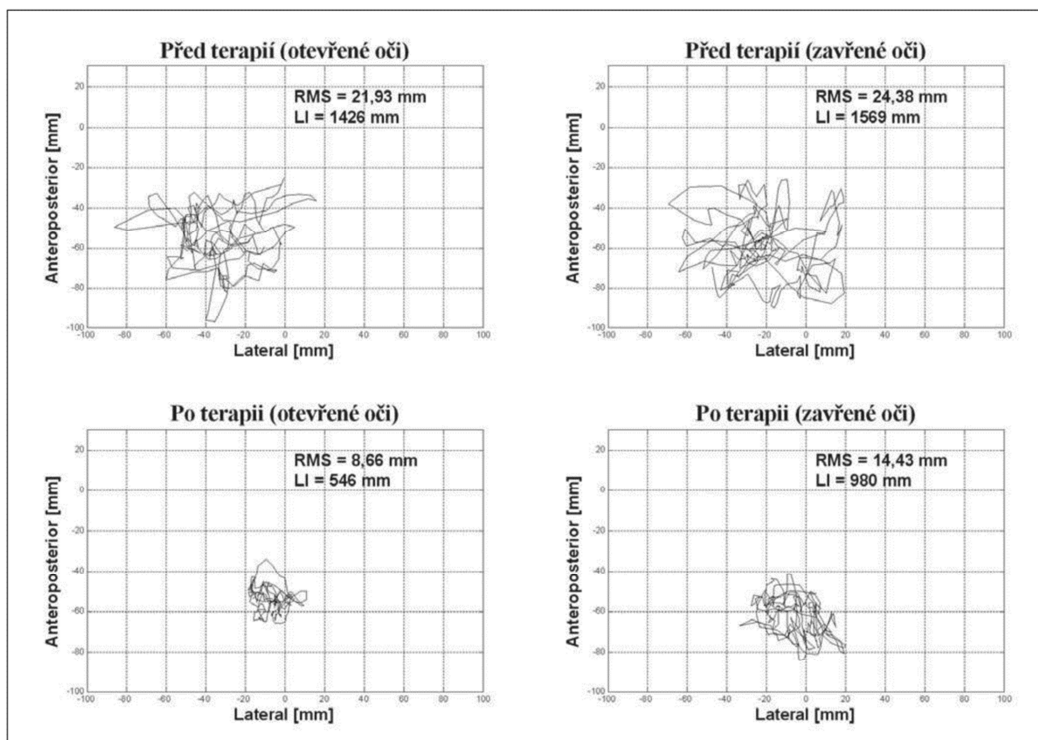
Inovativní technologii v rehabilitaci poruch rovnováhy představuje systém BP, který využívá zpětné vazby prostřednictvím elektrotaktilní stimulace jazyka [1,2]. Toto zařízení bylo vyvinuto především pro pacienty s oboustrannou ztrátou funkce labyrintu a osoby trpící chronickou nestabilitou [6]. Zde byl BP také úspěšně využit při léčbě [6,7]. Základem přístroje je velmi citlivý akcelerometr, který má pacient umístěn na jazyku. Informace z akcelerometru jsou zpracovány a převedeny na elektrické impulzy nízké intenzity, které pacient vnímá jako taktilní signál na jazyku. Tento signál je zprostředkován pomocí pole 10 × 10 drobných elektrod, jež jsou umístěny ve spodní části akcelerometru (obr. 1). Taktilními receptory jazyka je pacient schopen rozeznat polohu elektrického signálu, popřípadě i směr a velikost jeho vychýlení ze střední polohy. Poloha signálu koresponduje s aktuální polohou hlavy pacienta v daném okamžiku. V průběhu terapie učíme pacienta na tento signál reagovat. Cílem snahy je během tréninku stabilizovat signál ve střední části stimulačního pole – tedy ve střední části jazyka [2]. Toho se snažíme dosáhnout pomocí vhodné posturální reakce. Náročnost trénovaných pozic se progresivně zvyšuje od stojce na pevné podložce přes tandemový stoj (chodidla jsou za sebou a špička se dotýká paty) až po stoj na pěnové podložce. BP se využívá také při nácviku chůze. Trénink se provádí vždy s vyloučením zrakové kontroly. Pacient je tedy při kontrole stability odkázán na informace ze stimulatoru a somatosenzorického systému. Elektrická stimulace jazyka aplikovaná současně se somatosenzorickým vstupem vede k vytvoření správné prostorové konstanty, která je v souladu s fyzikálním prostorem. Somatosenzorická aferentace je pak využívána pro udržení stability i v reálném životě, přestože díky vestibulární hypofunkci pacient správnou informaci o poloze v prostoru nemá [8]. Jde o kompenzaci, nikoliv podporu reparace – vestibulární smysl se nahradí jiným podnětem.

## Kazuistika

BP jsme použili u 64letého pacienta s těžkou instabilitou stojce a chůze na podkládě ischemické CMP ve vertebrobasilárním povodí, kterou prodělal v roce 2005. Na MR prokázány infratentoriálně v levé mozečkové hemisféře a levé polovině prodloužené míchy ložiska změněného sig-



Obr. 1. BrainPort – akcelerometr se stimulačními elektrodami a řídicí jednotka.



Graf 2. Porovnání statokineziogramů před terapií a po jejím skončení. RMS: střední kvadratická odchylka statokineziogramu, LI: délka trajektorie statokineziogramu.

za méně účinný vzhledem k předpokládanému omezení možností kompenzace [10].

Zlepšení posturální stability u našeho pacienta si vysvětlujeme tím, že pravidelná senzoryká aferentace vyvolaná elektrotaktilní stimulací jazyka facilituje použití náhradních pohybových strategií řízení rovnováhy. Tím může dojít k dosažení maximálního možného stupně kompenzace funkčního deficitu, jinými, méně specifickými metodami rehabilitační léčby obtížně dosažitelného. Na příkladu pacienta s paleocerebelárním syndromem demonstrujeme, že i v těchto případech může re-

habilitační léčba přinést podstatné zlepšení jeho funkční výkonnosti.

#### Literatura

1. Bach-Y-Rita P, Kerzel SW. Sensory substitution and the human-machine interface. *Trends Cogn Sci* 2003; 7(12): 541–546.
2. Danilov Y, Tyler M. Brainport: an alternative input to the brain. *J Integr Neurosci* 2005; 4(4): 537–550.
3. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995; 3(4): 193–214.
4. Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI, Longridge NS. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73(8): 738–744.
5. Singbartl F, Basta D, Toldt I, Seidl R, Ernst A. Elektrische und vibrotaktile Rehabilitation von nicht-kompensierten Vestibulopathien. In: Scherer H (ed). *Der*

- Gleichgewichtssinn: Neues aus Forschung und Klinik*. New York: Springer 2008: 223–226.
6. Tyler M, Danilov Y, Bach-Y-Rita P. Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci* 2003; 2(2): 159–164.
  7. Danilov YP, Tyler ME, Skinner KL, Hogle RA, Bach-Y-Rita P. Efficacy of electrocutaneous vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *J Vestib Res* 2007; 17(2–3): 119–130.
  8. Brandt T. *Vertigo: It's multisensory syndromes*. London: Springer-Verlag 1991.
  9. Hlavačka F, Kundrát J, Křížková M, Bačová E. Fyziologické rozsahy hodnot parametrů stabilometrického vyšetření vzpriameneho postaja, vyhodnocovaného počítačom. *Cesk Slov Neurol N* 1990; 53/86(2): 107–113.
  10. Herdman SJ. Vestibular rehabilitation. In: Baloh RW, Halmagyi GM (eds). *Disorders of the vestibular system*. Oxford: Oxford University Press 1996: 583–597.

## E. Balance rehabilitation therapy by tongue electro tactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease

NeuroRehabilitation 31 (2012) 429–434  
DOI 10.3233/NRE-2012-00813  
IOS Press

429

# Balance rehabilitation therapy by tongue electro tactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease

Ondřej Čákr<sup>a,b,\*</sup>, Martin Vyhnaněk<sup>c,d</sup>, Kryštof Slabý<sup>a</sup>, Tomáš Funda<sup>b</sup>, Nicolas Vuillerme<sup>e</sup>, Pavel Kolář<sup>a</sup> and Jaroslav Jeřábek<sup>b,c</sup>

<sup>a</sup>Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2nd Faculty of Medicine, University Hospital Motol, Charles University in Prague, Prague, Czech Republic

<sup>b</sup>Faculty of Biomedical Engineering, Czech Technical University, Prague, Kladno, Czech Republic

<sup>c</sup>Department of Neurology, 2nd Faculty of Medicine, University Hospital Motol, Charles University in Prague, Prague, Czech Republic

<sup>d</sup>International Clinical Research Center, St. Anne's University Hospital Brno, Brno, Czech Republic

<sup>e</sup>FRE 3405, AGIM (AGEing, Imaging, Modeling) Laboratory, CNRS-UJF-EPHE, Faculty of Medicine, La Tronche Cédex, France

**Abstract.** Few clinical studies have evaluated physiotherapeutic interventions in patients with degenerative cerebellar ataxia. Investigations on the effectiveness of biofeedback-based interventions for training postural control in these patients have not been conducted yet. The aim of the present study was to assess the effectiveness of a 2-week intensive tongue-placed electro tactile biofeedback program for patients with progressive cerebellar ataxia. Subjects were seven adult patients suffering from cerebellar degeneration. Postural control was assessed with static posturography in two sensory conditions eyes open/closed on firm surface. For quantification of postural behavior, we used area, sway path and mean velocity of the centre of foot pressure (CoP). Effects of treatment were determined by comparing Pre, Post and one month follow-up (Retention) experimental sessions. Analysis of measured CoP parameters for tests on firm surface showed a significant main effect of visual condition and no difference across test sessions under open eyes condition. Under eyes closed condition, there were significant differences between Pre versus Post and Pre versus Retention, while the difference Post versus Retention was not significant. Our results suggest that a balance rehabilitation program with postural exercise performed with a head position-based tongue-placed biofeedback system could significantly improve bipedal postural control in patients suffering from degenerative cerebellar ataxia.

**Keywords:** Cerebellar ataxia, neurorehabilitation, biofeedback, postural control, physiotherapy, posturography

### 1. Introduction

Cerebellar damage typically results in ataxia and can be caused by stroke, tumor, degenerative diseases or, less often, by trauma. Degenerative ataxias are a heterogeneous group of hereditary and nonhereditary dis-

eases. They are characterized by progressive ataxia due to degeneration of the cerebellar cortex, cerebellar nuclei and spinal pathways, which results in increasing impairments of speech, coordination of the limbs, postural instability, unsteadiness of gait with a high risk of falling [15,21]. The cerebellar impairment in degenerative cerebellar ataxias is often combined with pyramidal, extra pyramidal and peripheral nerve damage. Idiopathic late-onset cerebellar ataxia (ILOCA) denotes a sporadic ataxia of unknown cause, clinically characterized by the slowly progressive pure cerebellar syndrome. They are clinically and neurophysiologically indistinguishable from hereditary ataxias.

\*Corresponding author: Ondřej Čákr, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2nd Faculty of Medicine, Charles University in Prague, Czech Republic, V Úvalu 84, Prague 5 – 15006, Czech Republic. Tel.: +420 224439201; Fax: +420 224439220; E-mail: ondrej.cakrt@lf2.cuni.cz.

Table 1

Subject characteristics, SARA = assessment and rating of ataxia, SCA2 = spinocerebellar ataxia type 2, ILOCA = idiopathic late-onset cerebellar ataxia

Patient	Gender	Age (years)	Disease duration (years)	Diagnosis	SARA	Clinical symptoms
1	M	39	6	SCA 2	15,5	Cerebellar, mild posterior column ataxia
2	M	52	5	ILOCA	12,5	Cerebellar, neuropathy
3	M	68	14	ILOCA	8,5	Cerebellar, pyramidal, mild akinetohypertonic syndrome
4	F	57	3	Autosomal recessive ataxia (brother)	7,5	Cerebellar + pyramidal syndrome + posterior column ataxia
5	M	71	5	ILOCA	15	Cerebellar + posterior column ataxia
6	F	48	9	SCA 2	18	Cerebellar, mild polyneuropathy
7	F	59	6	ILOCA	16,5	Cerebellar

Despite greatly improved understanding of the genetic underpinnings of ataxia, no cure is yet available for the disorder. Thus, physiotherapy is the cornerstone in current ataxia therapy [19]. Few clinical studies have evaluated physiotherapeutic interventions in patients with cerebellar ataxia. Some case studies have examined physiotherapeutic concepts to retrain posture and balance control. These reports suggest that using increasingly demanding balance and gait tasks may be useful [9–11].

A possible way to improve balance is the use of biofeedback systems. The effects of biofeedback-assisted performance of balance and mobility tasks have been investigated in experimental studies [4,7,22]. Investigations on the effectiveness of biofeedback-based interventions for training balance and mobility in patients with degenerative cerebellar disease have not been conducted yet. Depending on the functioning of the senses that contribute to balance control, biofeedback may be used as a substitute or as an augmentation in the central nervous system's sensorimotor integration [23]. Tyler et al. developed a head position-based, tongue-placed biofeedback system the underlying principle of which is to transmit artificially sensed head orientation/motion with respect to gravitational vertical along anteroposterior and mediolateral axes through electro tactile stimulation of the tongue [20].

A quantitative signal acquired from the accelerometer (positioned on the tongue of subject) is transferred through the electrode array as a small, focal stimulus on the tongue. Tilt and sway of the head (and therefore the body) are perceived by the subject as deviations of the stimulus from the center of the electrode array, providing artificial dynamic feedback critical for postural control [5].

A few recent studies have demonstrated the efficacy of alternative mechanisms such as balance devices that translate information through electrical stimulation of the tongue [3]. In order for the brain to correctly inter-

pret the information from a sensory substitution device, it is not required that the information be presented in the same way as the natural sensorial system. With training, the brain learns to interpret the information properly and use it according to the natural and normal data perception [1,2].

The aim of the present study was to assess the effectiveness of a 2-week intensive tongue-placed biofeedback program for 7 patients with progressive ataxia due to cerebellar degeneration. There was no control group due to the small number of subjects available, but this clinical trial establishes safety and first test of effectiveness of new neurostimulation technology to facilitate the rehabilitation of patients with progressive ataxia.

## 2. Material and methods

In the period from October 2009 to April 2011, seven patients (4 men and 3 women) with degenerative cerebellar disease, aged 39–71 years ( $56.3 \pm 11.1$ , mean  $\pm$  SD) participated in the study (for clinical details see Table 1). All subjects were in-patients recruited from the Department of Neurology at the Faculty Hospital Motol, Prague, Czech Republic. Disease duration was ( $6.9 \pm 3.6$  years, mean  $\pm$  SD) and scale for the assessment and rating of ataxia (SARA) was ( $12.8 \pm 3.8$ , mean  $\pm$  SD) [18]. All patients were able to walk a distance of 15 m without a walking aid.

A board-certified neurologist had previously screened and diagnosed cerebellar disease. Diagnostic evaluation included a detailed disease history, a neurologic examination, routine laboratory testing of blood and urine, and a brain MRI. All patients underwent screening for metabolic disorders: vitamin E, free thyroxine and thyroid-stimulating hormone, B12, folate, alpha-fetoprotein, serum anti-gliadin antibodies, and anti-endomysial antibodies. Neurophysiologic testing including peripheral nerve conduction and EMG studies,

electronystagmography and genetic analysis of the various SCA mutations (SCA 1, 2, 3, 6, 7, 14, 17) and the Friedreich ataxia gene (FRDA).

All patients gave their informed consent before the experiment. The study was performed in accordance with the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the local ethical committee.

Examination in the study protocol consisted of posturography. Body sway during static posturography was quantified by displacement of the centre of foot pressure (CoP). Subjects stood on a commercial force platform (Synopsis posturography system, Marseille, France, sampling frequency 40Hz, test duration 60s). All subjects were tested by the modified Clinical Test for Sensory Integration of Balance consisting of four different conditions of quiet stance: stance on firm surface with eyes open/closed and stance on foam surface with eyes open/closed [17]. The subject's feet were positioned next to each other splayed at an angle of 30°, arms always in hanging position. If the feet moved at any time during the test, they were repositioned and the test was repeated.

The BrainPort (Wicab, Inc., Middleton, Wisconsin, USA) balance device was used in this study to provide stimulation during the training. BrainPort has two principal components: the intraoral device (IOD) and the controller. The IOD is made up of an electroactile array and tether, and a micro-electro mechanical system (MEMS) accelerometer. Electroactile stimuli are delivered to the dorsum of the tongue by the electrode array, which is fabricated using industry-standard photolithographic techniques for flexible circuit technology and employs a polyimide substrate. All 100 electrodes (1.5 mm diameter, distance between electrodes centres 2.32 mm) on the 24 mm × 24 mm array are electroplated with a 1.5 μm thick layer of gold. The tether (12 mm wide, 2 mm thick) connects the electroactile array and accelerometer to the controller. Most of the 109 conductors in the tether activate the array electrodes, while the remaining conductors provide power and accelerometer communication data. The MEMS accelerometer senses head position in both the anterior/posterior and medial/lateral directions, and is mounted on the superior surface of the electrode array [6].

Subjects were examined 3 times: at the beginning of the rehabilitation program (Pre), on the day of discharge (Post) and at long-term assessment after 4 weeks without biofeedback (Retention). For quantification of body sway we used area of 95% confidence ellipse, sway path and mean velocity of CoP (total CoP tra-

jectory length/trial duration) [16]. Customized software MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) was used to quantify body sway. Posturography was performed without the tongue-placed biofeedback.

Physiotherapy consisted of a 2-week intensive training program. Subjects were treated twice per day for 20 minutes, with at least four hours between sessions, for a total of 20 sessions over two weeks (weekend was excluded). At the beginning they were introduced to using the device. The stimulation on the surface of the tongue was created by a dynamic pattern of electrical pulses; the subject was able to adjust the intensity of stimulation and spatially centralize the stimulus on the electrode array. Subjects were directed to adjust head and body orientation continuously to maintain the stimulus pattern at the center of the array.

Training was individualized to each subject. The subject began training in a position that was challenging and was given progressively harder tasks to challenge his balance until he reached a threshold that he could not exceed. The training positions used were sitting on a chair, sitting on a physioball, standing on the floor, standing on memory foam (Airex Balance Pad, 6-cm-thick), and standing in modified and tandem Romberg positions. The positions used during training were determined by the subject's ability to stand with his eyes closed while maintaining his balance with electroactile feedback from the device. The subject was instructed to adjust his head and body to keep the signal centered. The subject progressed to the next level when he was able to perform a trial with his eyes closed without demanding assistance to maintain balance. All balance training was done with the physical therapist closely guarding the subject.

Effects of treatment were determined by comparing pre, post and retention posturography assessment. Statistical analyses were performed using Statistica 10 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA). Descriptive statistics in the text is provided as mean ± standard deviation. Repeated measures ANOVA was used with two within factors – experimental session (Pre versus Post versus Retention) and visual condition (eyes open versus eyes closed). Post-hoc analyses (Newman-Keuls test) were performed. Level of significance was set at 0.05.

### 3. Results

On the firm surface analysis of the mean velocity of the CoP showed a significant main effect of visual con-

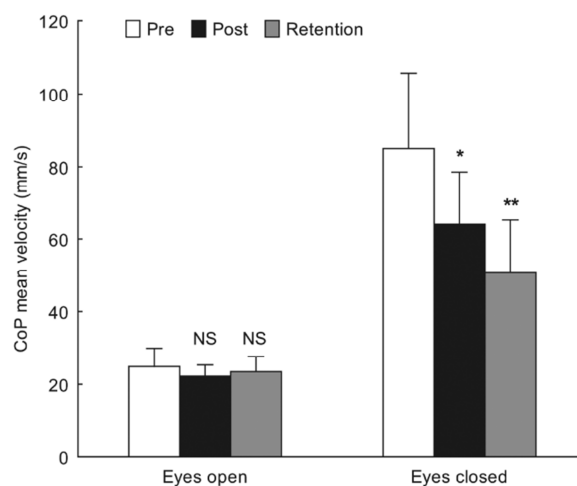


Fig. 1. Mean velocity of the CoP in stance on firm surface under two visual conditions (eyes open and closed) in three experimental sessions. \*significant at 0.05 level – Pre vs. Post, \*\*significant at 0.01 level – Pre vs. Retention. Error bars represent standard error of the mean.

dition ( $p < 0.05$ ). There was no difference across test sessions under open eyes condition. Under closed eyes condition there were significant differences between Pre versus Post ( $p < 0.05$ ) and Pre versus Retention ( $p < 0.01$ ) while the difference between Post versus Retention was not significant (Fig. 1).

There were significant main effects of experimental session ( $p < 0.05$ ), visual condition ( $p < 0.01$ ) and their interaction ( $p < 0.05$ ) on area of 95% confidence ellipse. There was no effect of experimental session under open eyes condition. Post-hoc analysis showed significant differences under closed eyes condition – Pre versus Post ( $p < 0.01$ ), Pre versus Retention ( $p < 0.01$ ) and no significant difference Post versus Retention (Fig. 2).

Analysis of sway path showed significant main effects of visual condition ( $p < 0.05$ ) and of experimental session under closed eyes condition – Pre versus Post ( $p < 0.05$ ) and Pre versus Retention ( $p < 0.01$ ) and no significant difference Post versus Retention.

#### 4. Discussion

In this study, we focused on short-term and long-term effectiveness of a 2-week intensive tongue-placed biofeedback program for patients with degenerative ataxias. This group of ataxias is difficult to treat, due to their progressive nature.

The main result is that a specific rehabilitation program improved the postural control of patients with degenerative cerebellar disease who participated in this study. Subjects showed significant improvement in specific measures (area of 95% confidence ellipse, CoP sway path and mean velocity of CoP) during testing on the firm surface.

Analysis of measured CoP parameters showed a significant main effect of visual condition and no difference across test sessions under open eyes condition. Under closed eyes condition there were significant differences between Pre versus Post and Pre versus Retention while the difference Post versus Retention was not significant. These results suggest that the effectiveness of biofeedback in improving postural control depends on the sensory context. Patients use the ability of the CNS to integrate alternative available information to maintain balance.

Due to the natural course of the disease we expected the decrease of balance performance during one month after the training. Nevertheless, despite not having had intervention during one month, patient benefits persisted over the one-month follow-up period. We found evidence to support the hypothesis that patients are able to improve postural control by intensive tongue-placed biofeedback program.

The main limitations of the study are lack of a control group and the relatively small sample size. These



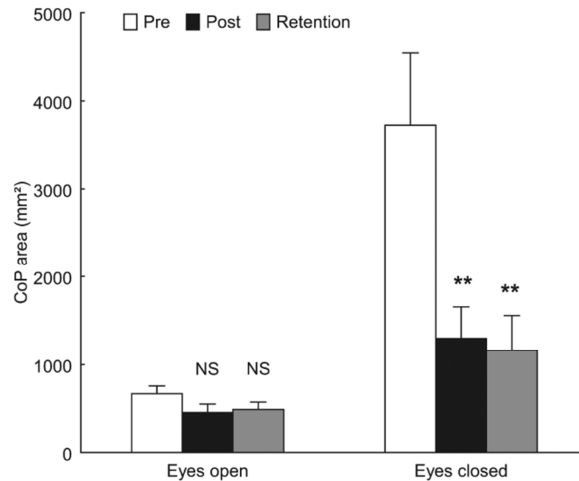


Fig. 2. Area of 95% confidence ellipse in stance on firm surface under two visual conditions (eyes open and closed) in three experimental sessions. \*\*significant at 0.01 level – Pre vs. Post and Pre vs. Retention. Error bars represent standard error of the mean.

problems were due to low prevalence of degenerative cerebellar ataxias [8,12,19]. Another limitation is the short duration of the follow-up. Future studies should involve a control group and longer follow-up.

Since this was not a controlled study, we cannot determine how much of the observed changes occurred due to training with the tongue tactile biofeedback, or due to a balance training effect. Subjects who trained with the tongue tactile biofeedback demonstrated improvements in postural control.

As highlighted in a recent systematic review of randomized controlled trials there is currently a lack of high-quality research studies into the rehabilitation of cerebellar ataxia [14]. Approaches may be broadly divided into those that aim to improve functional ability by compensating for the underlying deficit and those that aim to improve function through restorative techniques that involve adaptation and recovery [13]. The present results, which targeted a specific symptom of postural control, suggest that head position information, when presented to the tongue via electro tactile stimulation, may positively affect postural function in subjects with cerebellar ataxia.

## 5. Conclusions

Our results suggest that a balance rehabilitation program with postural exercise performed with a

head position-based tongue-placed biofeedback system could significantly improve bipedal postural control in patients suffering from ataxia due to cerebellar degeneration. Training with the tongue tactile biofeedback exhibits promising potential for rehabilitation in patients with balance dysfunction. Further comparative studies are needed to determine the clinical validity and outcome of balance rehabilitation therapy.

## Acknowledgements

This work was supported by the Foundation “Movement without help”. Martin Vyhnanek was supported by grant IGA NS 10005-4 and European Regional Development Fund – Project FNUSA-ICRC (No. CZ.1.05/1.1.00/02.0123). The authors would like to greatly acknowledge Zuzana Mušová, Department of Biology and Medical Genetics, 2nd Faculty of Medicine, Charles University Prague, Czech Republic, for her help with genetic analysis, Helen S. Cohen, EdD, Baylor College of Medicine, TX, USA, for her language corrections and comments.

## References

- [1] P. Bach-y-Rita, Tactile sensory substitution studies, *Ann N Y Acad Sci* 1013 (2004), 83-91.

- [2] P. Bach-y-Rita, C.C. Collins, F.A. Saunders, B. White and L. Scadden, Vision substitution by tactile image projection, *Nature* 221 (1969), 963-964.
- [3] P. Bach-y-Rita, K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler and J. Garcia-Lara, Form perception with a 49-point electro tactile stimulus array on the tongue: A technical note, *J Rehabil Res Dev* 35 (1998), 427-430.
- [4] C.G. Barros, R.S. Bittar and Y. Danilov, Effects of electro tactile vestibular substitution on rehabilitation of patients with bilateral vestibular loss, *Neurosci Lett* 476 (2010), 123-126.
- [5] Y. Danilov and M. Tyler, Brainport: An alternative input to the brain, *J Integr Neurosci* 4 (2005), 537-550.
- [6] Y.P. Danilov, M.E. Tyler, K.L. Skinner, R.A. Hogle and P. Bach-y-Rita, Efficacy of electro tactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss, *J Vestib Res* 17 (2007), 119-130.
- [7] M. Dozza, L. Chiari and F.B. Horak, Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss, *Arch Phys Med Rehabil* 86 (2005), 1401-1403.
- [8] A. Durr, Autosomal dominant cerebellar ataxias: polyglutamine expansions and beyond, *Lancet Neurol* 9 (2010), 885-894.
- [9] K.M. Gill-Body, R.A. Popat, S.W. Parker and D.E. Krebs, Rehabilitation of balance in two patients with cerebellar dysfunction, *Phys Ther* 77 (1997), 534-552.
- [10] W. Ilg, M. Synofzik, D. Brotz, S. Burkard, M.A. Giese and L. Schols, Intensive coordinative training improves motor performance in degenerative cerebellar disease, *Neurology* 73 (2009), 1823-1830.
- [11] H. Kabat, Analysis and therapy of cerebellar ataxia and ataxia, *AMA Arch Neurol Psychiatry* 74 (1955), 375-382.
- [12] T. Klockgether, Sporadic ataxia with adult onset: Classification and diagnostic criteria, *Lancet Neurol* 9 (2010), 94-104.
- [13] J. Marsden and C. Harris, Cerebellar ataxia: Pathophysiology and rehabilitation, *Clin Rehabil* 25 (2011), 195-216.
- [14] C.L. Martin, D. Tan, P. Bragge and A. Bialocerkowski, Effectiveness of physiotherapy for adults with cerebellar dysfunction: A systematic review, *Clin Rehabil* 23 (2009), 15-26.
- [15] S.M. Morton and A.J. Bastian, Cerebellar control of balance and locomotion, *Neuroscientist* 10 (2004), 247-259.
- [16] L. Rocchi, L. Chiari, A. Cappello and F.B. Horak, Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: A feature selection procedure based on principal component analysis, *Neurosci Lett* 394 (2006), 140-145.
- [17] A. Shumway-Cook and F.B. Horak, Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field, *Phys Ther* 66 (1986), 1548-1550.
- [18] T. Schmitz-Hubsch, S.T. du Montcel, L. Baliko, J. Berciano, S. Boesch, C. Depondt, P. Giunti, C. Globas, J. Infante, J.S. Kang, B. Kremer, C. Mariotti, B. Melegh, M. Pandolfo, M. Rakowicz, P. Ribai, R. Rola, L. Schols, S. Szymanski, B.P. van de Warrenburg, A. Durr, T. Klockgether and R. Fancellu, Scale for the assessment and rating of ataxia: development of a new clinical scale, *Neurology* 66 (2006), 1717-1720.
- [19] L. Schols, P. Bauer, T. Schmidt, T. Schulte and O. Riess, Autosomal dominant cerebellar ataxias: Clinical features, genetics, and pathogenesis, *Lancet Neurol* 3 (2004), 291-304.
- [20] M. Tyler, Y. Danilov and Y.R.P. Bach, Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue, *J Integr Neurosci* 2 (2003), 159-164.
- [21] B.P. van de Warrenburg, J.A. Steijns, M. Munneke, B.P. Kremer and B.R. Bloem, Falls in degenerative cerebellar ataxias, *Mov Disord* 20 (2005), 497-500.
- [22] N. Vuillerme, O. Chenu, J. Demongeot and Y. Payan, Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system, *Exp Brain Res* 179 (2007), 409-414.
- [23] N. Vuillerme, N. Pinsault, O. Chenu, J. Demongeot, Y. Payan and Y. Danilov, Sensory supplementation system based on electro tactile tongue biofeedback of head position for balance control, *Neurosci Lett* 431 (2008), 206-210.