

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Martin Bárta

**Funkce vestibulárního systému u pacientů
s kochleárním implantátem**

Diplomová práce

Praha 2021

Autor práce: **Bc. Martin Bárta**

Vedoucí práce: **doc. PhDr. Ondřej Čákr, Ph.D.**

Oponent práce: **doc. MUDr. Jaroslav Jeřábek, CSc.**

Datum obhajoby: **2021**

Bibliografický záznam

BÁRTA, Martin. Funkce vestibulárního systému u pacientů s kochleárním implantátem. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2021. 79 s., přílohy. Vedoucí diplomové práce doc. PhDr. Ondřej Čákr, Ph.D.

Abstrakt

Teoretická část této práce shrnuje poznatky o interakci sluchových podnětů s vestibulárním systémem a řízením rovnováhy a o vlivu kochleární implantace na vestibulární aparát a stabilitu. Kochleární implantace je velmi účinným prostředkem rehabilitace sluchu. Operační výkon ve vnitřním uchu má za následek snížení funkce vestibulárního aparátu na implantované straně. Vzniklá porucha funkce se velmi dobře spontánně upravuje. Sluchové podněty, které jsou pacientům po implantaci nově k dispozici jsou jednou ze senzorických modalit důležitých při řízení stability stoje. Jedinci s poruchou sluchu mají horší stabilitu než zdravá populace. Pro pacienty s poruchou rovnováhy jsou sluchové podněty při řízení stability významnější než pro zdravé jedince. Některé sluchové podněty mohou zmenšovat velikost posturálních výchylek. Poslech širokopásmového šumu (bílého nebo růžového) vede ke zlepšení stability. Na řízení rovnováhy se rovněž podílí schopnost lokalizace sluchových podnětů. Informace o poloze zdroje zvuku mohou být využity k vytvoření referenčního bodu pro řízení rovnovážných reakcí.

Praktická část práce má za cíl kvantifikovat změny ve stabilitě stoje pacientů s kochleárním implantátem pomocí stabilometrie. Měření bylo provedeno předoperačně, 1 den po operaci, 10-14 dní po operaci a 90 a více dní po operaci. Druhým cílem praktické části je zaznamenat změny ve stabilometrických parametrech pacientů s kochleárním implantátem a zdravých probandů za 5 podmínek: stoj na měkké podložce se zavřenýma očima (výchozí podmínka), vyloučení sluchových podnětů (vypnutí kochleárního implantátu, nebo nasazení sluchátek a špuntů do uší), poslech bílého šumu, poslech nahrávky v cizím jazyce a poslech nahrávky v češtině se zaměřením pozornosti ke sluchovému podnětu.

Skupinu tvořilo 7 pacientů s kochleárním implantátem a 7 zdravých probandů. Pacienti po kochleární implantaci měli 1. den po operaci statisticky významně větší průměrnou rychlost posturálních výchylek než před operací. Vyšší průměrné hodnoty

rychlosti posturálních výchylek měli pacienti i ve všech následujících měřeních. Tyto rozdíly ale nedosahují statistické významnosti. Rozdíly ve velikosti posturálních výchylek za různých zvukových podmínek většinou nedosahovaly statistické významnosti, ale byla patrná tendence ke jejich zvětšení při poslechu bílého šumu. Byly pozorovány velké interindividuální rozdíly v působení zvukových podmínek na jednotlivé probandy.

Klíčová slova

rovnováha, audiostimulace, stabilometrie, COP, multisenzorická integrace

Bibliographical record

BÁRTA, Martin. Function of Vestibular System in Patients after Cochlear Implantation. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine 2021. 79 p. Thesis supervisor doc. PhDr. Ondřej Čákr, Ph.D.

Abstract

Theoretical part of the thesis summarizes state of art in the field of interaction of sound stimuli with the vestibular system and balance control. Further it summarizes the effect of cochlear implantation on the peripheral vestibular structures and on the stance stability. Cochlear implantation is effective way of hearing rehabilitation. Nevertheless surgery in the region of the inner ear results in reduction of function of the peripheral vestibular structures on the implanted side. The functional deficit of the peripheral vestibular system induced by the surgery is well tolerated by patients and quickly spontaneously subside. Sound available to the patients after implantation is one of the important modalities needed for balance control. In patients with balance deficit was found higher reliance on hearing when maintaining stable stance. Some sounds can reduce postural sway. Namely listening to the broadband noise (such as white and pink) results in reduction of postural sway. The balance control also relies on the ability to localize sound source. Information about position of sound source can be utilized as point of reference for driving balance reactions.

Experimental part of the thesis quantifies changes in stance stability in patients with cochlear implants using stabilometry. The stabilometry was carried out 1 day before implantation, 10 to 14 days after implantation and 90 and more days after

implantation. Second part of the experiment records changes of postural sway in patients with cochlear implants and in healthy adults in 5 different sound conditions: stance on foam with closed eyes (the reference condition), subduing sound (cochlear implant turned off or wearing headphones and ear plugs), listening to record in foreign language and listening to record in native tongue with attention focused on the sound.

14 participants in total participated in the study including 7 patients with cochlear implants and 7 healthy adults. Patients with cochlear implants had on the 1st day after surgery significantly higher mean sway velocity. Patients had higher mean postural sway velocity in all subsequent measurements but mean differences never reached significance again. Mean differences of postural sway in various sound conditions almost never reached significance. Tendency to disturb postural stability was observed when listening to white noise both in patients with cochlear implants and in healthy adults. Remarkable interindividual differences were observed in effect of sound conditions on patients with cochlear implants.

Keywords

balance, audiostimulation, stabilometry, postural control, COP, multisensory integration

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením doc. PhDr. Ondřeje Čakrta, Ph.D, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 16. 5. 2021

Martin Bárta

Poděkování

Děkuji všem mým probandům, kteří se uvolili podstoupit měření na stabilometrii. Děkuji Mgr. Sáře Koutné za spolupráci a organizaci vyšetření pacientů s kochleárním implantátem. Děkuji MUDr. Kryštofovi Slabému za nesmírně cenné rady při zpracování statistiky. Velice děkuji mému vedoucímu diplomové práce doc. PhDr. Ondřeji Čákrtovi, Ph.D. za trpělivost a mnohé rady nejen při tvorbě této práce. A v neposlední řadě děkuji mé ženě Báře a mé rodině za nadobyčejnou podporu po celou dobu studia.

Seznam zkratek

ABI	<i>Auditory Brainstem Implants</i> – sluchové kmenové implantáty
ANOVA	<i>Anylysis of Variance</i> – analýza rozptylu průměrných hodnot
CI	Kochleární implantát
CNS	Centrální nervová soustava
COP	<i>Centre od pressure</i> – působiště reakční síly
CT	<i>Computerized thomography</i> – počítačová tomografie
HIT	<i>Head impulse test</i>
mCTSIB	<i>modified Clinical Test on Sensory Integration in Balance</i>
MoCA	<i>Montreal Cognitive Assessment</i>
MRI	Magnetická rezonance
SA	<i>Sway area</i> – plocha pohybu COP
SD	Směrodatná odchylka
SV	<i>Sway velocity</i> – rychlost pohybu COP
VEMP	Vestibulární evokované myogenní potenciály
VOR	Vestibulo-okulární reflex

OBSAH

ÚVOD	10
1 PŘEHLED POZNATKŮ	12
1.1 STRUKTURY LABYRINTU VNITŘNÍHO UCHA.....	12
1.1.1 Vestibulární část vnitřního ucha.....	12
1.1.2 Sluchová část vnitřního ucha.....	14
1.2 CENTRÁLNÍ PROJEKCE STRUKTUR VNITŘNÍHO UCHA.....	16
1.2.1 Přehled poznatků o vestibulárním systému.....	16
1.2.2 Přehled poznatků o sluchovém systému.....	18
1.3 SPOLEČNÉ STRUKTURY VESTIBULÁRNÍHO A SLUCHOVÉHO SYSTÉMU.....	21
1.3.1 Podíl sluchu na řízení rovnováhy.....	24
1.4 KOCHLEÁRNÍ IMPLANTÁTY.....	27
1.4.1 Schéma kochleárního implantátu.....	28
1.4.2 Proces kochleární implantace a vliv implantace na vestibulární aparát.....	28
1.4.3 Audiostimulace pacientů s kochleárním implantátem.....	31
2 CÍLE A HYPOTÉZY	33
2.1 HYPOTÉZY.....	34
2.1.1 Hypotéza H ₁	34
2.1.2 Hypotéza H ₂	34
2.1.3 Hypotézy H ₃ , H ₄	34
3 METODIKA	35
3.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU PROBANDŮ.....	35
3.2 PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	36
3.2.1 Statická stabilometrie.....	37
3.2.2 Audiostimulace.....	38
3.3 ZPRACOVÁNÍ DAT.....	38
4 VÝSLEDKY	40
4.1 STABILOMETRIE PACIENTŮ S CI.....	40
4.2 AUDIOSTIMULACE PACIENTŮ S CI.....	44
4.3 AUDIOSTIMULACE ZDRAVÝCH PROBANDŮ.....	50
5 DISKUZE	56
5.1 VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM, SLUCHOVÉ PODNĚTY A ROVNOVÁHA.....	56
5.1.1 Další směřování výzkumu.....	59
5.2 DISKUZE K VÝSLEDKŮM MĚŘENÍ.....	60
5.2.1 Vliv kochleární implantace na rovnováhu.....	60
5.2.2 Audiostimulace pacientů s CI.....	61
5.2.3 Audiostimulace zdravých probandů.....	62
5.2.4 Limitace práce.....	64
5.2.5 Shrnutí.....	64
ZÁVĚR	66
REFERENČNÍ SEZNAM	68
PŘÍLOHY	77

ÚVOD

Senzorické systémy lidského těla každým okamžikem vytváří mohutný proud informací, které centrální nervová soustava (CNS) třídí a synchronizuje, čímž mimo jiné vzniká komplexní vjem prostoru a orientace. Díky neustávajícímu toku informací a výběru relevantních stimulů je člověk schopen řídit vzájemnou polohu segmentů těla, ale také držení těla orientovat vůči zevnímu referenčnímu bodu (Massion et al. 2004).

Vzájemná synchronizace senzorických systémů do podoby komplexního vjemu je náročný úkol. Jednotlivé systémy mají odlišnou dobu zpracování stimulu. Liší se rychlost převodu fyzikálního podnětu na aktivitu receptoru i rychlost vyhodnocení významu vznikajících vzorců neurální aktivity. (Spence a Squire 2003)

Senzorické systémy lidského těla jsou, za účelem synchronizace podnětů, jejich porovnání a vybírání nejrelativnějšího zdroje informací vzhledem k momentální situaci, uspořádány do mnoha paralelních systémů, které se prolínají na všech etážích nervové soustavy. (Shumway-Cook a Woollacott 2017)

Vestibulární systém je multisenzorická síť center, které se významně podílí na řízení polohy a pohybu těla. Přijímá informace ze somatosenzorického systému, vestibulárních aparátů a zraku. Vývojově, anatomicky a histologicky je periferní vestibulární aparát velmi blízký sluchovému aparátu. (Müller a O’Rahilly 2011; Smith 2012)

Vzájemné interakce sluchového a vestibulárního systému a význam této interakce pro řízení postury a rovnováhy jsou poměrně málo popsány. Porucha sluchu je spojena s významně větším rizikem pádu i bez jakéhokoliv přidruženého onemocnění pohybového nebo senzorického systému (Jiam et al. 2016)

Tato diplomová práce se zabývá mechanismy integrace sluchových podnětů ve vestibulárním systému a důsledky této vazby pro řízení postury. Cílem práce je popsat vzájemné vazby mezi vestibulárním a sluchovým systémem v kontextu kochleární implantace. Pacienti s kochleárním implantátem jsou jedinou skupinou probandů, která má možnost zcela vyřadit příjem sluchových podnětů vypnutím zevní části implantátu. Proto je možné zaznamenat vliv sluchových podnětů na řízení postury a odlišit význam jednotlivých senzorických zdrojů.

Vliv sluchových podnětů u pacientů s kochleárním implantátem je třeba posuzovat také v kontextu chirurgického zákroku ve vnitřním uchu, který má za následek změny ve funkci vestibulárního aparátu. (Ibrahim et al. 2017)

Význam sluchových podnětů pro řízení rovnováhy je lépe prozkoumán na zdravých jedincích. Proto teoretická i praktická část práce nabízí porovnání vlivu sluchových podnětů na řízení rovnováhy pacientů s kochleárním implantátem a zdravých jedinců.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Struktury labyrintu vnitřního ucha

Prostory vnitřního ucha jsou tvořeny kostěným labyrintem. Ten sestává ze tří částí: *canales semicirculares ossei*, *vestibulum* a *cochlea*. Kostěný labyrint vyplňuje měkká blanitá část. Tato blanitá část je uložena v perilymfě a ke kostěné části je vázána vazivovými vlákny. Perilymfa je bohatá na sodíkové kationty a má podobné složení jako extracelulární tekutina. Oproti tomu blanitý labyrint je vyplněn viskózní endolymfou bohatou na draslíkové kationty a složením podobnou intracelulární tekutině (Čihák 1997). Blanitý labyrint je rozčleněn do jednotlivých sensorických oddílů: vestibulárního aparátu a sluchového aparátu.

Všechny receptory vnitřního ucha mají společnou přítomnost vláskových buněk jako primárních receptorů (Purves et al. 2018b; Hain et al. 2014).

Vláskové buňky jsou epitelální buňky podlouhlého tvaru z jejichž těl vystupuje řada stereocilií. Ty jsou uspořádány v řadách, jejichž výška postupně narůstá směrem od jednoho pólu buňky na druhý. Jednotlivé stereocilie jsou propojeny bílkovinnými spojkami, které zprostředkovávají mechanotransdukcí mezi pohybem stereocilie a otevřením draslíkových kanálů. Při pohybu stereocilie tak může docházet k depolarizaci buňky (Purves et al. 2018b).

Vláskové buňky jsou směrově specifické receptory (podobně jako svalová vřeténka). Ohyb cilií ve směru řady nejvyšších stereocilií vyvolává zvýšení frekvence pálení buňky nad hranici klidové aktivity. Pohyb cilií směrem k nejnižším stereociliím snižuje frekvenci pálení buňky.

Vestibulární vláskové buňky mají kromě stereocilií na jednom pólu také jediné kinocilium na rozdíl od vláskových buněk hlemýždě vnitřního ucha (Hain et al. 2014).

1.1.1 Vestibulární část vnitřního ucha

Periferní část vestibulárního aparátu sestává z otolitového systému a polokruhovitých kanálků.

Kostěné *vestibulum* obsahuje *utricleus* a *sacculus*, které na svých *maculae staticae* nesou vláskové buňky. Ty jsou kryty otolitovou membránou, která obsahuje krystalky uhličitanu vápenatého – otokonie. Jejich vysoká hustota vytváří stálý tlak na otolitovou membránu. Díky tomu jsou receptory vestibula citlivé vůči lineárnímu

zrychlení. Což zahrnuje také citlivost vůči gravitaci. *Maculae staticae* obou váčků jsou na sebe kolmé. *Macula statica* utriculu je umístěna v transverzální rovině, *sacculus* má své receptory umístěny v sagitální rovině (Hain et al. 2014; Čihák 1997).

Polokruhové kanálky jsou 3 na sebe kolmé struktury. Jejich vláskové buňky jsou umístěny ampulách – rozšířených zakončeních kanálků. Vláškové buňky zde spočívají na vyvýšenině tvořené nervovými zakončeními a cévami zvané *crista ampularis*. Ampula je v celém svém lumen překryta gelatinosní membránou, zvanou *cupula*, obsahující vláskové buňky. Jedním svým koncem je každý kanálek otevřený do utrikulu. Polokruhové kanálky umožňují vnímat kruhovou rychlost pohybu hlavy. Při pohybu v rovině kanálku dochází k vlivem setrvačnosti endolymfy ke změně tlaku v kanálku. Tlak působí v protisměru pohybu hlavy. Změnami tlaku dochází k deformaci cupuly a tím depolarizaci, nebo hyperpolarizaci vláskových buněk v ní (Purves et al. 2018c).

Signál polokruhových kanálků je hlavním zdrojem pro koordinaci vestibulookulárního reflexu (VOR). VOR umožňuje pohybovat očními bulby rychlostí prakticky stejnou, jakou se pohybuje hlava. Je tak možné stabilizovat obraz na retině oka zejména při rychlém pohybu hlavy. Tomuto účelu také odpovídá rozmístění polokruhovitých kanálků, které leží v rovinách blízkých těm, ve kterých leží okohybné svaly. Polokruhové kanálky tvoří souosé páry. Přední polokruhovitý kanálek levé strany leží ve stejné rovině jako zadní polokruhovitý kanálek pravé strany. Horizontální kanálky obou stran leží v rovině sklopené 30° od transverzální roviny. Změny tlaku endolymfy při pohybu hlavy pak způsobují excitaci kanálku na jedné straně a inhibici druhé strany (Hain et al. 2014).

1.1.2 Sluchová část vnitřního ucha

Hlemýžď vnitřního ucha (*cochlea*) je orgánem uzpůsobeným k převodu mechanických vibrací v rozmezí 20 – 20 000 Hz do podoby nervových vzruchů. *Basis osis stapedis* přenáší vibrace bubínku do labyrintu vnitřního ucha. Z kostěné stěny hlemýždě vybíhá do lumen kostěná *lamina spiralis ossea*. K jejímu vrcholu se upíná basilární membrána. Ze strany *lamina spiralis* vybíhá *membrana vestibularis*. Společně s basilární membránou vytváří *ductus cochlearis* vyplněný endolymfou, který obsahuje vláskové buňky. Obě membrány od sebe oddělují *scala vestibuli*, která ústí k oválnému okénku a k *basis od stapedis* a *sacala tympani*, která ústí směrem k okrouhlému okénku. (Netter 2016; Čihák 1997)

Působením zvuku dochází k rozechvění basilární membrány, na které leží vláskové buňky, a tektoriální membrány, která naléhá na stereocilie vláskových buněk ze shora. Vznikající střížné síly působí ohýbání stereocilií vláskových buněk čímž dochází ke změnám ve frekvenci jejich depolarizací. (Purves et al. 2018b)

Tuhost basilární membrány není po celé její délce konstantní. Díky tomu je místo, kde dochází k jejím maximálním exkurzím, závislé na frekvenci tónu zvuku, který na ni působí. Vyšší tóny rozechvějí basilární membránu v místech blíže k oválnému okénku. Nízké tóny naopak rozechvějí basilární membránu maximálně při jejím vrcholu. Tím je zajištěna tonotopicita hlemýždě. Vláskové buňky rozmístěné po celé délce hlemýždě tak v každém jeho úseku odpovídají vždy na tóny o specifické frekvenci. (Purves et al. 2018b; Pickles 2015)

Na tonotopicitě hlemýždě se podílí také vlastnosti vláskových buněk, které samy o sobě reagují nejcitlivěji právě na tóny, které odpovídají jejich umístění na basilární membráně. V hlemýždi vnitřního ucha se nachází okolo 20 000 vláskových buněk. Asi 3000 z nich (vnitřní vláskové buňky) se účastní hlavním dílem na percepci tónu zvuku. Ostatní – vnější vláskové buňky - jsou kontraktilní a umožňují měnit pozici tektoriální membrány. Vnější vláskové buňky jsou inervovány odstředivými vlákny z mozkového kmene a umožňují zesílit část spektra slyšeného zvuku. (Purves et al. 2018b; Pickles 2015)

Při poslechu tónů o nižších frekvencích je frekvence depolarizací vláskových buněk přímo úměrná frekvenci pohybu basilární membrány. Frekvence do 3 kHz způsobují depolarizaci vláskových buněk jen v pozitivní fázi amplitudy zvukové vlny (díky jejich směrové specifitě). Proto je možné aby vláskové buňky zaznamenaly

informace o časové posloupnosti událostí společně se spektrem zaznamenaných frekvencí. Tato vlastnost je základem jednoho z mechanismů lokalizace zvuku. (Purves et al. 2018b; Pickles 2015)

1.2 Centrální projekce struktur vnitřního ucha

1.2.1 Přehled poznatků o vestibulárním systému

Bipolární neurony ve Scarpově vestibulárním ganglionu vysílají své dendrity směrem k polokruhovitým kanálkům a k *maculae staticae* utriculu a sacculu. Jejich axony prochází skrze *meatus acusticus internus*, kde se přikládají k vláknům z hlemýžďe vnitřního ucha (tvoří tak *nervus vestibulocochlearis*) a běží podél *nervus facialis*. (Čihák 1997)

Nervus vestibularis obsahuje 2 druhy vláken začínajících z polokruhových kanálků: pravidelné aferenty a nepravidelné aferenty. Pravidelné aferenty poskytují tonický signál přibližně 90 výbojů za sekundu. Při pohybu hlavy v rovině jednoho z polokruhových kanálků dochází na jedné straně k excitaci (zvýšení frekvence pálení pravidelných aferentů) a na druhé k inhibici. Pravidelné aferenty mění svou frekvenci pálení v poměru 0,5 Hz/stupeň. Už při rychlostech pohybu hlavy okolo 180°/s jsou tak jednostranné pravidelné aferenty úplně inhibovány. Člověk běžně pohybuje hlavou i rychlostí 300°/s. Řízení VOR pomocí signálu polokruhových kanálků funguje na základě rozdílu mezi tonickou aktivitou vestibulárních aparátů. I když jeden z vestibulární aparát dosáhne nulové frekvence pálení, je stále možné určit velikost rozdílu pálení mezi oběma stranami a nedojde tak k poruše stabilizace retinálního obrazu. (Hain et al. 2014)

Nepravidelné aferenty se podílí na koordinaci vestibulospinálního reflexu a koordinaci odpovědí otolitového systému a polokruhových kanálků. (Hain et al. 2014)

Axony neuronů vestibulárního ganglionu směřují k vestibulárním jádrům mozkového kmene. Tenčí svazek vestibulárních vláken směřuje k buňkám v mozečkové kůře v oblasti *uvula* a *nodulus vermis*. (Barmack 2016; Čihák 1997)

Vestibulárních jader je na každé straně pět: *nucleus descendens*, *lateralis*, *medialis*, *superior*, *parasolitaris*.

Vestibulární jádra přijímají aferentaci cestou *nervus vestibularis*, ale také z pomocného zrakového systému (informace ze zrakové dráhy). Dále přijímají proprioceptivní informace z oblasti krční páteře a informace z mozečkové oblasti *uvula et nodulus vermis*. Oba komplexy vestibulárních jader (levostranný a pravostranný) jsou propojeny četnými komisurálními spoji. (Barmack 2016)

Vestibulární jádra poskytují ascendentní motorickou eferentaci k jádrům okoohybných nervů prostřednictvím dvou drah: Deiterův trakt vede k ipsilaterálnímu jádru *nervus abducens*. Mediální longitudinální fascikulus vede ke všem ostatním jádrům – pro *nervus trochlearis* a *oculomotorius*. (Hain et al. 2014)

Dalším cílem ascendentní eferentace vestibulárních jader jsou jádra thalamu, Darkševičovo jádro, intersticiální jádro Cajalovo, *nucleus prepositus hypoglossi* (Barmack 2016; Čihák 1997). Řízení pohybu očních bulbů v rámci VOR vyžaduje integraci informací o rychlosti pohybu hlavy do podoby pozice a pohybu očního bulbu, které mohou být předány jádrům okoohybných nervů. Za integraci signálu vestibulárního aparátu do této podoby zodpovídají neurální integrátory. Dosud je znám jen *nucleus prepositus hypoglossi*, které zpracovává informace pro horizontální VOR. Přítomnost dalších struktur s podobnou funkcí je předpokládána i pro ostatní směry VOR a pro další vestibulární reflexy. (Hain et al. 2014)

Descendentní motorická eferentace vestibulárních jader tvoří *tractus vestibulo-spinalis medialis* a *lateralis* a *tractus reticulo-spinalis*. *Tractus vestibulo-spinalis medialis* sestupuje skrze krční míchu k axiální svalovině krční páteře. Zajišťuje držení hlavy a balanční reakce v odpovědi na signál polokruhových kanálek. *Tractus vestibulo-spinalis lateralis* směřuje především k motorickým neuronům dolních končetin a zprostředkovává především balanční posturální reakce v odpovědi na signál otolitového systému a mozečku (kde se integruje signál otolitového systému a polokruhových kanálek). (Hain et al. 2014)

Tractus reticulo-spinalis vychází z retikulární formace, která přijímá aferentaci ze všech sensorických systémů. Její eferentní neurony směřují k motoneuronům axiální svaloviny a proximální svaloviny končetin. Retikulo-spinální trakt je zodpovědný především za posturální aktivitu v anticipaci posturálních výchylek například při volném pohybu kdy vzniká řada reakčních momentů sil, které jsou předvídatelné a je možné se na ně připravit. (Purves et al. 2018d)

Eferentní dráhy vestibulárních jader umožňují koordinaci reflexních odpovědí vestibulárního systému, které se podílejí na stabilizaci retinálního obrazu a na rychlých posturálních balančních reakcích. Vestibulární systém je již od úrovně sekundárních neuronů ve vestibulárních jádrech multisenzorický (přijímá také informace proprioceptivní a zrakové). Motorické odpovědi vestibulárního systému jsou velmi rychlé. Reakční čas VOR je jen 10 ms. (Purves et al. 2018c)

Jak bylo řečeno výše, primární vestibulární neurony vysílají část svých vláken do *uvula* a *nodulus vermis*. Neurony z oblasti *nodulus*, *uvula vermis* a *flocculus* vysílají své axony zpět k vestibulárním jádrům. (Barmack 2016)

Toto spojení představuje mozečkové vestibulární okruhy, které umožňují adaptaci například VOR. Adaptivní změny reflexních odpovědí vestibulárních jader zaručují zachování jejich funkce i při poměrně rozsáhlých poškozeních vestibulárního aparátu například při jednostranné vestibulární ztrátě. Nebo při poruše funkce některé z částí vestibulárního systému. Jsou také místem konvergence signálu polokruhových kanálků a otolitového systému. Umožňují tím rozlišení mezi pohybem celého těla a izolovaným pohybem hlavy. Součástí mozečkových vestibulárních okruhů je také rostrální část *nucleus fastigii*, které přijímá vestibulární a propioceptivní aferentaci. Umožňuje rozlišit mezi vestibulárním signálem generovaným pasivním a aktivním pohybem. (Purves et al. 2018c)

Vyšší etáže vestibulárního systému jsou tvořeny spojeními mezi vestibulárními jádry, jádry thalamu a korovými vestibulárními oblastmi. Thalamus zodpovídá za spojení nižších etáží vestibulárního systému s korovými oblastmi. Přijímá aferentaci také z ostatních sensorických systémů a představuje mechanismus konverze mezi všemi sensorickými modalitami. Korové vestibulární oblasti zahrnují řadu center v parietálním a insulárním laloku, v oblasti primárního sensorického kortexu, suplementární motorické oblasti a v cingulu. (Čákr 2017)

Parietoinsulární kortex je významnou strukturou podílející se na orientaci v prostoru a při percepci pohybu. Korová centra jsou multisenzorická a umožňují integraci vestibulárních podnětů s ostatními sensorickými vstupy. (Purves et al. 2018c; Oh et al. 2018)

1.2.2 Přehled poznatků o sluchovém systému

Směrem k vláskovým buňkám hlemýždě vnitřního ucha vybíhají dendrity neuronů z *ganglion spirale*. Ganglion je umístěn na modiolární straně hlemýždě vnitřního ucha. Jeho primární sensorické neurony vysílají své axony ke kochleárním jádrům mozkového kmene. (Purves et al. 2018b)

Kochleární jádro je souborem 3 histologicky odlišných oddílů s vlastními vazivovými obaly. Sestává z anteroventrálního, dorzoventrálního a dorzálního jádra. Funkčně lze dráhy vedoucí z těchto jader do vyšších etáží CNS rozdělit do dvou oddílů:

ventrální dráha a dorzální dráha. Všechny struktury dostředivých drah si zachovávají tonotopické uspořádání. (Pickles 2015)

Ventrální dráha je tvořena axony neuronů z anteroventrálního jádra a z některých buněk dorzoventrálního jádra. Její funkcí je lokalizace zvukových podnětů. Dorzální dráha je tvořena na svém počátku axony výstupních neuronů dorzálního jádra. Slouží k rozpoznávání komplexních vzorců ve zvukovém signálu, jako je rozpoznávání řeči a hudby. (Pickles 2015)

Dorzální kochleární jádro obsahuje řadu histologicky odlišných druhů neuronů a rozsáhlou interneuronální síť s převahou inhibičních synapsí. Tím se liší od ostatních kochleárních jader, které jsou histologicky méně komplexní. Na zvířecích modelech byla prokázána účast dorzálního jádra na lokalizaci zdrojů zvuků nad horizontální rovinou hlavy. Jeho dominantní funkce je však připisována rozeznávání komplexních informací ve zvukovém signálu. (Sutherland 1998; Pickles 2015)

Lokalizace zvuků v horizontální rovině je zajištěna komparací intenzity signálu na neuronech laterální horní olivy a na porovnání načasování příchodu signálů v mediální horní olivě. Oliva přijímá aferentaci cestou ventrální sluchové dráhy. Komplexnější vyhodnocení polohy zdroje zvuku vůči receptorům ve vnitřním uchu poskytuje dorzální dráha a to pomocí analýzy spektra zvuku. Díky tomu je možné lokalizovat jak pohybující se zdroje zvuku (kde spektrum frekvencí podléhá Dopplerově efektu), tak zdroje zvuku umístěné nad horizontální rovinou vnitřního ucha. (Pickles 2015; Sutherland 1998)

Mezi kochleárními jádry a čtverhrbolím leží ventrální jádra laterálního lemnisku. Nepodílí se na binaurální lokalizaci zvuku. Jsou funkčně součástí dorzální dráhy a extrahují informace o složení spektra zvuku a načasování jednotlivých složek. Umožňují rozlišení výšky tónu. Jádra laterálního lemnisku přijímají jako aferentaci kolaterály drah z kochleárních jader ke *colliculi inferiores*. Jejich cílovou eferentní strukturou jsou *colliculi inferiores*. (Malmierca et al. 1998)

Čtverhrbolí sestává z *colliculi inferiores* a *superiores*. Oblast obsahuje laminárně uspořádané neurony, které integrují sensorické informace (Pickles 2015). Část neuronů je excitována unimodálně – sluchovými, nebo zrakovými podněty. Na zvířecích modelech byla prokázána také přítomnost neuronů, které jsou excitovány multimodálními podněty vizuálními, sluchovými a vestibulárními. (Meredith a Stein 1986)

Další funkcí *colliculi inferiores* je rozeznávání polohy zdroje vysokofrekvenčních zvuků. Zvuky o nižších frekvencích (asi do 4 kHz) je možné lokalizovat pomocí komparace načasování příchodu stimulů na synapse neuronů v olivárním komplexu. Tóny o vyšších frekvencích tímto mechanismem lokalizovat nelze. Proto máme k dispozici systém lokalizace zvuku na základě interaurálních rozdílů v intenzitě zvuku. Prvním krokem integrace informací po poloze zdroje zvuku je olivární komplex. *Colliculi inferiores* představují pokročilou integraci informací a jejich eferentní signál již plně kóduje polohu zdroje zvuku. (Pecka et al. 2010)

Colliculi inferiores, které obsahují především neurony excitované sluchovými podněty, představují oblast konverze mezi ventrální a dorzální sluchovou dráhou. *Colliculi inferiores* přijímají aferentaci ze sluchového kortexu, lemniskální proprioceptivní dráhy, kochleárních jader i z olivárního komplexu. (Pickles 2015)

Colliculi inferiores vydávají eferentní vlákna směrem ke *Corpus geniculatum mediale thalami*. Tato část thalamu je recipročně spojena se sluchovým kortexem, ke kterému přepojuje informace z nižších center CNS. Přijímá široké spektrum aferentace. Magnocelulární mediální část *corpus geniculatum* přijímá aferentaci z vestibulárního systému, somatosenzorické informace z míchy a vizuální informace z *colliculi superiores*. Neurony ve ventrální části *Corpus geniculatum* náleží funkčně k dorzální sluchové dráze a podílí se na rozpoznávání specifických zvukových stimulů. Dorzální část obsahuje neurony, které jsou excitovány binaurálními podněty a podílí se na lokalizaci zvuků. (Pickles 2015)

Primární korové sluchové oblasti jsou lokalizovány horní části temporálního laloku. Přijímají aferentaci především z *corpus geniculatum mediale*. Sekundární oblasti obklopují primární korovou oblast. Přijímají aferentaci jak z *corpus geniculatum mediale*, tak z primární sluchové oblasti. (Purves et al. 2018b)

Kortikální sluchové struktury jsou funkčně a histologicky velmi složité a poměrně málo probádané. Jejich neuronální síť je propojena řadou recipročních spojení. Kortikální oblasti se podílí na lokalizaci na zvukových podnětů a na vyhodnocení komplexních informací jako je řeč a hudba. (Pickles 2015)

Na zvířecích modelech se ukazuje, že na schopnosti lokalizace zvukových podnětů se podílí celá řada kortikálních sluchových oblastí. Především primární sluchových kortex a zadní sluchové pole lokalizované v temporálním laloku a inzule. Při narušení funkce těchto korových oblastí jen v jedné hemisféře dochází k porušení schopností lokalizace zvuku. Extrakce informací o poloze zdroje zvuku je velmi

komplexním úkolem, který vyžaduje součinnost obou mozkových hemisfér a propojení řady kortikálních sluchových oblastí. (Lomber a Malhotra 2008)

Jednou z eferentních drah korových sluchových oblastí je centrifugální systém. Centrifugální vlákna směřují zpět k nižším etážím sluchové dráhy. Umožňují modulovat signál ze všech součástí sluchové dráhy a tím extrahovat nejrelevantnější informace ze zvukového signálu. (Pickles 2015)

1.3 Společné struktury vestibulárního a sluchového systému

Vestibulární a sluchový systém jsou si anatomicky, histologicky a vývojově velmi blízké (Müller a O’Rahilly 2011; Smith 2012). Zvuky o krátkém trvání a dostatečně vysoké intenzitě (nad 100 dB) mohou vyvolat aktivaci vláskových buněk nejen v oblasti hlemýždě vnitřního ucha, ale také ve vestibulárním aparátu, především v sacculu. Tohoto jevu je běžně využíváno při vyšetření vestibulárních evokovaných myogenních potenciálů (VEMP). (Colebatch et al. 1994; Oh et al. 2018)

Vestibulární systém je ze své podstaty již na úrovni sekundárního neuronu vestibulární dráhy multisenzorický (Purves et al. 2018c). Jak je uvedeno výše řada struktur sluchového systému přijímá aferentaci jak vestibulární, tak sluchovou (*colliculi inferiores, corpus geniculatum mediale thalami*). Signály se v těchto centrech schází na úrovni jediného neuronu (Meredith a Stein 1986; Pickles 2015). Je proto nasnadě otázka k čemu slouží tato četná spojení mezi oběma systémy? Je možné že jsou sluchové podněty využívány při řízení rovnováhy?

Jednotlivé senzorní složky se vzájemně liší dobou centrálního zpracování a rychlostí převodu fyzikálního podnětu na aktivitu neuronálních okruhů. Například mechanotransdukce ve sluchovém systému je rychlejší, než fotochemická reakce na sítnici oka. Proto škrtnutí zápalkou dříve slyšíme než vidíme. (Spence a Squire 2003)

Aby byly senzorní události zaznamenány současně, musí být CNS prezentovány v úzkém časovém okně, jehož šíře je dána rychlostí vyhodnocení informace v podílejících se systémech (Spence a Squire 2003; Chang et al. 2012). Je samozřejmé, že percepce prostoru, orientace v něm a zaznamenávání událostí v okolí člověka obsahuje vjemy ze všech senzorních systémů. Na korové úrovni především v parietálním kortexu (ale také v ostatních asociačních senzorních oblastech) dochází k souběhu senzorních informací. Korové oblasti senzorních systémů jsou navzájem recipročně spojeny. (Purves et al. 2018a)

Část informací ze sluchového systému, která je využívány pro řízení rovnováhy, je integrována na korové úrovni. Což znamená že přinejmenším částečně je tato funkce pod volní kontrolou. Devitrene et al. a později Gandemer et al. zaznamenali, že využití zvuku při stabilizaci postury je závislé na zaměření pozornosti. Pokud je pozornost od zvukového stimulu odvedena zadáním kognitivního (aritmetického) úkolu, pak ke stabilizaci postury v závislosti na přítomnosti zvuku nedochází. Pokud posluchač počítá počet změn směru pohybu zdroje zvuku, dojde k významnému zmenšení rychlosti pohybu jeho působíště reakční síly (COP). Pokud počítá aritmetický úkol, který nesouvisí s prezentovaným zvukem, tak se u zdravého jedince rychlost pohybu COP významně nemění. (Gandemer et al. 2016; Deviterne et al. 2005)

Podrobnější náhled na korová centra zodpovědná za integraci sluchového a vestibulárního systému nabízí funkční magnetická rezonance. Profesorka Oh a kolektiv snímali prokrvení korových oblastí při poslechu stimulů, které v nižších intenzitách působí excitaci jen sluchových vláskových buněk, ale v intenzitách nad 100 dB také excitaci vláskových buněk v sacculu. Jejich výzkum ukazuje, že na společném zpracování stimulů se podílí především oblasti horního temporálního laloku a zadní inzuly. Informace z těchto center jsou pak následně zpracovány v oblastech dolního parietálního laloku, dolní části inzuly, ale také v *uvula vermis* v mozečku. (Oh et al. 2018)

Kortikální oblasti nejsou jediným místem spojení vestibulárního a sluchového systému. Již sekundární neurony sluchové dráhy v dorzo-ventrálním kochleárním jádru obsahují neurony přijímající aferentaci z *uvula vermis*. *Uvula* je, jak je uvedeno výše, příjemcem primárních vláken z vestibulárního ganglionu. (Wigderson et al. 2016)

Vyšší části sluchového systému obsahují rovněž neurony excitované sluchovými i vestibulárními podněty a to jak v oblasti čtverhrbolí, tak v thalamu (Pickles 2015; Meredith a Stein 1986). Proces multisenzorické integrace sluchového a vestibulárního systému se prolíná skrze všechny etáže CNS.

Rotující zvukové stimuly mohou vyvolat vekci (iluzi pohybu) podobně jako posun velké části zorného pole nebo vibrace. Aby mohlo být docíleno iluze pohybu rotujícím zvukem je zapotřebí, aby nebyla k dispozici zraková zpětná vazba, která má v situacích senzorického konfliktu větší váhu, než zvukové stimuly. Mechanismus vzniku sluchové vekce není přesně objasněn. Neurální základy zvukové vekce zřejmě spočívají v zadním parietálním kortexu, který se podílí na řízení posturální stability a má také význam při určování polohy zdroje zvuku. Vekce pak může být důsledkem

interakce s vestibulárními podněty, které jsou pravděpodobně zapotřebí při určování polohy zdroje zvuku. (Väljamäe 2009)

Interakci mezi sluchovým a vestibulárním systémem při lokalizaci zdroje zvuku a při detekci pohybu hlavy mapuje Shayman et al. Probandi byli posazeni na otočné křeslo vybavené servomotorem a měli zaznamenat, kdy ucítí pohyb. Takto byli vystaveni různě rychlým rotačním pohybům o frekvencích od 0,2 do 1 Hz. Podobně byl stanoven práh detekce pohybu zvukového podnětu. Probandům byl prezentován pohybující se zvukový stimulus jehož pohyb měli zaznamenat. Ze studie vyplývá že práh detekce pohybu těla je nejnižší pokud probandi zároveň poslouchali pohybující se zvuk. Při využití jediné modalit byl práh detekce pohybu vyšší než při využití kombinace modalit. Tento jev se uplatňuje zejména při nižších frekvencích pohybu – mezi 0,2 a 0,5 Hz. Při vyšších frekvencích rotace těla a vyšších rychlostech pohybu se zvyšuje citlivost vestibulárního aparátu a ten se stává spolehlivějším nástrojem detekce pohybu hlavy. (Shayman et al. 2020)

Z této studie vyplývá, že kombinace sluchových a vestibulárních informací se uplatňuje zejména v situacích, kdy jeden ze sensorických systémů neposkytuje kvalitnější informace, nebo nedochází ke konfliktu sensorických informací. Ve vyšších rychlostech pohybu se zřejmě neuplatní sluchový lokalizační systém, který je složitější než vestibulární, a vyhodnocení informací trvá déle. Analogické jsou situace, kdy některý ze sensorických zdrojů neposkytuje spolehlivé informace (například při stožení na měkkém povrchu) nebo nejsou informace k dispozici (když jsou zavřené oči nebo je tma). Dochází k převážení významu sensorických zdrojů pro řízení rovnováhy a uplatní se ta sensorická modalita, která poskytuje nejspolehlivější, nejméně ambivalentní informace. (Peterka 2002; Miall a Wolpert 1996)

K tomuto závěru dospěla také studie Kanegaonkar et al. V této studii byl zaznamenáván pohyb COP a derivována velikost posturálních výchylek. Ve stožení s otevřenými očima v anechogenní místnosti v úplném tichu byly posturální výchylky významně větší, než za přítomnosti běžného zvukového pozadí. Pokud však měli probandi zavřené oči, pak se velikost posturálních výchylek neměnila v závislosti na hlasitosti zvukového pozadí. Zdraví probandi v náročnější situaci využili nejspolehlivější sensorický vstup (v tomto případě vestibulární aparát a somatosenzorické informace) a jejich posturální výchylky se snížili. (Kanegaonkar et al. 2012)

Další otázkou vyplývající ze zkoumání konverze sluchového a vestibulárního systému je, jak se sluch podílí na posturální stabilitě?

1.3.1 Podíl sluchu na řízení rovnováhy

Současné modely řízení držení těla, pohybu a rovnováhy považují za hlavní zdroje sensorických informací propriocepci, zrak a vestibulární systém. (Peterka 2002; Massion et al. 2004; Shumway-Cook a Woollacott 2017)

Modely vycházející z těchto sensorických informací jsou poměrně přesné, i když zřejmě ne úplné. Sluchové podněty nebyly v souvislost s řízením rovnováhy a držením těla zatím plně prozkoumány. Můžeme uvažovat nad výhodami, které skýtá využití sluchu při řízení pohybu. Například schopnost lokalizace zvuku umožňuje registrovat události v celém okolí jedince. Zrakové podněty můžeme (zjevně) lokalizovat jen v rozmezí zorného pole tedy zhruba v 180° rozsahu. Sluch poskytuje informace o vzájemné poloze zdroje zvuku a hlavy jedince ve všech směrech. (Gandemer et al. 2014)

Podíl sluchu na posturální stabilitě je patrný při porovnání rizika pádu jedinců s poruchou sluchu a bez sluchového deficitu. Jedinci s poruchou sluchu bez jiné patologie sensorických systémů mají až dvakrát vyšší riziko pádu než zdraví jedinci. (Jiam et al. 2016)

Berge et al. porovnali průměrnou velikost posturálních výchylek (průměrná výchylka COP z výchozího postavení) 1075 pacientů s vestibulární poruchou. Jedna skupina pacientů měla přidruženou poruchu sluchu, druhá skupina pacientů měla pouze vestibulární poruchu. Pacienti s přidruženou poruchou sluchu měli významně větší velikost posturálních výchylek. Rozdíl mezi skupinami pacientů se s přibývajícím věkem zvětšuje, což může být dáno vyšším výskytem poruch sluchu v pozdějším věku. (Berge et al. 2019)

Hendikepující poruchu sluchu přitom dle *World Health Organisation* (WHO) má až 5% světové populace (WHO 2020). Přičemž lehkou poruchu sluchu má až 25% světové populace ve věku nad 45 let (WHO 2008). Epidemiologická studie z Německa dospěla k odhadu prevalence poruch sluchu v celé německé populaci na 16-25% (Löhler et al. 2019). Pro Českou republiku nejsou k dispozici přesná ani aktuální data o počtu osob s poruchou sluchu (Novák a Kalnická 2008; Hrubý 2009). Proto můžeme pouze předpokládat, že prevalence poruch sluchu bude podobná jako ve studii Löhlera et al. a v šetření WHO.

Vysoká prevalence poruch sluchu a její důsledky pro řízení rovnováhy činí z tématu interakce vestibulárního systému se sluchovými informacemi klinicky významné téma potenciálně vedoucí k přehodnocení nebo rozšíření dosavadních postupů při cíleném tréninku rovnováhy s cílem snížení rizika pádu.

Zvýšení posturálních výchylek při absenci sluchových podnětů poskytuje jen hrubou představu o mechanismech, jakými se sluchové informace podílí na řízení postury.

Jeden z předpokladů je, že některé frekvence zvuku působí zmenšení posturálních výchylek. Tuto hypotézu se pokusila ověřit řada studií, jejichž výsledky byly nejednoznačné. Siedlecka et al. prokázala zmenšení plochy polygonu tvořeného pohybem COP v průběhu měření (parametr označovaný jako *sway area*) při poslechu sinusových zvuků (undulujících kolem dané střední frekvence) o frekvenci 4000 Hz. (Siedlecka et al. 2015)

V podobném experimentu však Mainenti et al. neprokázali významný vliv na stabilometrické parametry. Zde byl probandům prezentován konstantní tón o frekvencích od 500 do 4000 Hz. (Mainenti et al. 2007)

Složitější stacionární zvukové stimuly jako bílý šum (zvuk kde mají všechny spektrální složky ve vymezeném rozsahu frekvencí stejnou absolutní intenzitu, což vede k tomu, že zvuky o různých frekvencích mají odlišnou energii) působí u zdravých jedinců konstantní zmenšení posturálních výchylek. (Lubetzky et al. 2020; Stevens et al. 2017; Ross a Balasubramaniam 2015)

Ve studii Maheu et al. byla využita audiostimulace růžovým šumem (zvuk, kde se intenzita mění dle frekvence zvuku tak, aby energie všech frekvencí byla stejná) z jednoho reproduktoru ve výši hlavy. Probandi měli zároveň počítat směrem dolů od tisíce a tím zamezit zaměření pozornosti na zvuk. Přesto poslech růžového šumu významně snížil posturální výchylky probandů. Což naznačuje, že stabilizace postury na základě zvukových stimulů není závislá jen na korových funkcích a na informacích o směru pohybu zvuku. Nejvýznamnější snížení posturálních výchylek bylo zaznamenáno u probandů s vestibulární poruchou a s poruchou sluchu. Pro zdravé jedince nebyla zvuková stimulace v kontextu s posturálními výchylkami významná. (Maheu et al. 2019)

Podobný závěr lze učinit ze studie Rumalla et al. Zde byl měřen čas po který vydrží stát pacienti starší 65 let s poruchou sluchu na pěnové podložce s nasazenou sluchovou pomůckou a bez ní. Za podmínky, kdy byla sluchová pomůcka nasazena,

vydrželi probandi stát významně déle na podložce, než bez pomůcky. Zvuk pro tyto probandy byl významným zdrojem informací pro zachování rovnováhy. (Rumalla et al. 2015)

Poslech rotujících a pohybujících se zvuků může mít za následek snížení posturálních výchylek. Výsledky studií jsou však nejednoznačné (Lubetzky et al. 2020). Diskrepance mezi výsledky studií může být způsobena tím, že lokalizace zdroje zvuku je závislá na korových funkcích. Zřejmě proto studie, které využily rotující a pohybující se zvuky bez zaměření pozornosti vůči nim neprokázaly žádnou změnu v stabilometrických parametrech. (Gandemer et al. 2014; 2016; Deviterne et al. 2005)

Informace o vlivu sluchových podnětů na rovnováhu lze shrnout následovně: Sluchové podněty mají menší váhu při řízení postury než vizuální a vestibulární. Přesto mohou rotující zdroje zvuku přivodit vekci a mají vliv na řízení postury – mohou ovlivnit velikost a rychlost posturálních výchylek (Väljamäe 2009).

Vliv sluchových podnětů je do velké míry závislý na korovém zpracování informací. Alespoň v případě, kdy jsou využívány informace o poloze zdroje zvuku. Ke zpracování těchto podnětů je také zapotřebí binaurální slyšení, které je nezbytné pro lokalizaci zdroje zvuku. (Deviterne et al. 2005; Gandemer et al. 2014; 2016)

Pro pacienty s poruchou rovnováhy a s poruchou sluchu jsou zvukové podněty při stabilizaci postury důležitější, než pro zdravé jedince (Maheu et al. 2019; Rumalla et al. 2015). Bohatší zvukové prostředí je pro získávání informací nutných pro stabilizaci postury významnější, než úzké spektrum frekvencí zvuku (Lubetzky et al. 2020). Absence zvuku nebo porucha sluchu může zvětšit posturální výchylky (Jiam et al. 2016; Berge et al. 2019; Kanegaonkar et al. 2012) a některé druhy zvuku (bílý šum, růžový šum) zmenšují posturální výchylky nezávisle na pozornosti i na lokalizaci zdroje zvuku. Ke zmenšení posturálních výchylek probandů dochází i v případě, že je zvuk poslouchán pomocí sluchátek a je tudíž zcela homogenní. (Maheu et al. 2019; Ross a Balasubramaniam 2015)

1.4 Kochleární implantáty

Kochleární implantát (CI) je neuroprotéza určená k rehabilitaci hluboké a těžké senzorineurální ztráty sluchu (Bouček et al. 2017; NIDCD 2017; Pisoni et al. 2017).

Je využíván pokud vláskové buňky v hlemýždi vnitřního ucha v odpovědi na zvuk nepřenášejí signál k primárním sluchovým neuronům. Zároveň nesmí být primární neurony v *ganglion spirale* porušeny. (Ibrahim et al. 2017).

V České republice je dosud zhruba 1000 uživatelů kochleárního implantátu (Bouček et al. 2017).

Celosvětově je uživatelů více než 300 000 (k roku 2012) (NIDCD 2017). Kochleární implantáty jsou klinicky využívány od 80. let minulého století. Ještě v roce 2004 bylo uživatelů jen okolo 60 000 (Zeng 2004).

V současné době jsou prováděny implantace jednostranné i oboustranné a to od velmi raného věku (od 12 měsíců) (NIDCD 2017). Kromě rehabilitace sluchu přináší CI také další významné benefity pro své nositele. Neslyšícím dětem umožňuje projít normálním psychomotorickým vývojem a rozvojem komunikačních schopností (Yong et al. 2019; Gheysen et al. 2008). Od středního věku představuje ztráta sluchu nejvýznamnější modifikovatelný rizikový faktor pro rozvoj demence (Livingston et al. 2017; 2020). Neslyšící pacienti s kognitivním deficitem mají 6 měsíců po implantaci vyšší MoCa skóre (Montreal Cognitive Assessment) než před implantací. (Buchman et al. 2020).

Kochleární implantát se nevyužívá, pokud není zachován vestibulokochleární nerv – například při aplazii a hypoplazii některé z částí vnitřního ucha nebo přímo *nervus vestibulocochlearis*. Nelze jej využít při avulzi *nervus vestibulocochlearis* na kmenové úrovni nebo pokud dojde k destrukci struktur vnitřního ucha (po destruktivní zlomenině temporální kosti, při kalcifikaci hlemýždě vnitřního ucha) (Wong et al. 2019)

V těchto případech je možno využít kmenových sluchových implantátů, které jsou založeny na stejném principu jako kochleární implantát, ale elektrody pro stimulaci se zavádějí přímo do kochleárních jader mozkového kmene, nebo v místě výstupu *nervus vestibulocochlearis*. Takovéto implantáty se nazývají *Auditory Brainstem implants* (ABI) (Wong et al. 2019).

1.4.1 Schéma kochleárního implantátu

Kochleární implantát sestává ze 2 částí: zevní a vnitřní. Zevní část implantátu obsahuje mikrofon, zdroj energie – baterii, řečový procesor, paměťový modul obsahující individuální sluchové mapy, enkodér, který digitální výstup řečového procesoru kóduje do podoby odvysílatelné pomocí rádia, rádiový vysílač a přijímač. Vnitřní část implantátu sestává z aktivního okruhu (elektronická součástka, která produkuje elektrický proud pokud se ocitne v elektromagnetickém poli o správné vlnové délce), rádiového vysílače a přijímače (vnitřní část implantátu vysílá zpětnou telemetrii do zevní části), logický obvod, který přijatý digitální signál zpracovává do podoby elektrických impulzů a sadu elektrod, které jsou zavedeny do hlemýžďe vnitřního ucha. Elektrodoých kanálů v dnešních implantátech může být více než 20. Každá elektroda končí na jiném místě hlemýžďe vnitřního ucha a tím zprostředkovává stimulaci části populace neuronů *ganglion spirale*. Umístěním elektrod kochleárního implantátu do určité části hlemýžďe vnitřního ucha umožňuje substituovat funkci této části vnitřních vláskových buněk a elektrickou stimulací docílit vjemu poslechu tónu o určité frekvenci. (Zeng 2004; Fan-Gang Zeng et al. 2008; Bouček et al. 2017)

Vyšší počet elektrod v implantátu v kombinaci s efektivním algoritmem, který filtruje zvukový signál zaznamenaný mikrofonem, umožňuje docílit velké rychlosti stimulace (Fan-Gang Zeng et al. 2008). Elektrická stimulace tak může zprostředkovávat čím dál tím komplexnější zvuky. Je třeba si uvědomit, že ani dnešní nejdokonalejší kochleární implantáty neumožňují slyšet stejný zvuk, jaký zaznamenávají vnitřní vláskové buňky, těch je v jednom hlemýždi vnitřního ucha okolo 3000. Elektrod je pouze okolo 20. Nemohou proto poskytnout tak velké rozlišení přenášeného zvuku.

Pacient se v rámci pooperační rehabilitace sluchu neučí znovu používat ucho, které nyní opět funguje. Učí se rozeznávat jiné nové signály, které poskytuje CI a přiřazovat jim význam. Výsledky rehabilitace sluchu jsou závislé na adaptabilitě a funkci neurálních struktur, které analyzují zvukový signál (Pisoni et al. 2017; Zeng 2004).

1.4.2 Proces kochleární implantace a vliv implantace na vestibulární aparát

Samotnému operačnímu výkonu, kdy je umístěna vnitřní část implantátu předchází řada vyšetření. Důležité je zhodnocení audiologické. Zejména funkce neurálních spojení vnitřního ucha s centrální nervovou soustavou (CNS). Pacient

podstupuje také neurologické vyšetření, hodnocení funkce vestibulárního aparátu, zobrazení vnitřního ucha pomocí počítačové tomografie (CT) a magnetické resonance (MRI), předoperační vyšetření anesteziologické a v neposlední řadě hodnocení neuropsychologické. U pacientů se ztrátou sluchu nalézáme vyšší výskyt psychiatrických onemocnění. Zejména se jedná o deprese, proto je důležité také hodnocení, zda pacient unese operační zátěž a mnohaměsíční následnou rehabilitaci sluchu (Ibrahim et al. 2017; Kvam et al. 2006; Zeng 2004)

Při samotné implantaci je vnitřní část CI umístěna do mělké jamky vybroušené retroaurikulárně v *os temporale*. Následně je svazek elektrod zaveden mastoidektomií a zadní tympanektomií do oblasti vnitřního ucha. Zde je umístěn do *scala tympani* a to buďto skrze okrouhlé okénko, nebo kochleostomií. (Bouček et al. 2017)

Výsledky kochleární implantace a úspěšnost rehabilitace sluchu pacientů se odvíjí od řady předoperačních (stav struktur vnitřního ucha) a perioperačních faktorů. Významné faktory jsou: 1) poškození hlemýždě vnitřního ucha inzercí svazku elektrod. Svazek musí být ve *scala tympani* umístěn dostatečně blízko ke *ganglion spirale*. Přenos elektrického signálu mezi elektrodami a nervovými zakončeními je nejzrátovějším procesem při přenosu signálu z mikrofonu vnější části implantátu na *ganglion spirale*, což klade velké nároky na přesnost provedení operace (Fan-Gang Zeng et al. 2008). Vyšší riziko proto také přináší využití větších přímých svazků elektrod (Licameli et al. 2009). 2) Akutní serosní labyrintitida způsobená kochleostomií, 3) reakce na cizí tělesa (kochleární implantát a detritus vzniklý rozrušením struktur vnitřního ucha) ve vnitřním uchu, 4) endolymfatický hydrops, 5) samotná elektrická stimulace vnitřního ucha (Ibrahim et al. 2017; Katsiari et al. 2013). K poškození hlemýždě vnitřního ucha může dojít změnou intrakochleárního tlaku při příliš rychlém zavedení svazku elektrod (Bouček et al. 2017).

Vliv kochleárního implantátu na sluchové funkce je velmi dobře prozkoumán. Daleko méně pozornosti je ve výzkumu věnováno vlivu kochleární implantace na vestibulární funkce. Recentní metaanalýza uvádí statisticky významný vliv na výsledky kalorické zkoušky a VEMP. Statisticky nevýznamný je vliv implantace na výsledky *head impulse test* (HIT). Výsledky stabilometrických studií do metaanalýzy zahrnuté nebyly zejména pro nedostatek provedených výzkumů. Problematické na vyhodnocení vlivu CI na vestibulární aparát je nehomogenita implantované populace. Rozdílný věk a různá etiologie vzniku poruchy sluchu jsou faktory,

kteří ovlivňují funkci vestibulárního aparátu již před samotnou implantací. (Ibrahim et al. 2017)

Head impulse test je vysoce specifický, ale málo senzitivní test, který spočívá v rychlém pasivním pohybu hlavy pacienta při fixovaném zraku. Test ukazuje jestli je poměr rychlosti pohybu hlavy a očí blízko k 1. Tento poměr se nazývá *gain* VOR. Proto *Head impulse test* je pozitivní při velkých rozdílech mezi rychlostmi pohybu hlavy a očí, které vznikají při jednostranné vestibulární poruše. (Tusa 2014)

VEMP, jak bylo uvedeno výše, využívají zvuk o vysoké energii a malé amplitudě. Tím dochází k depolarizaci vláskových buněk v hlemýždi vnitřního ucha i ve vestibulárním aparátu. Aktivace vestibulárního aparátu evokuje aktivitu ve vestibulárních jádrech, které vydávají eferenci k motoneuronům krční svaloviny, svalům dolních končetin a okoohybným svalům. Proto je možné při prezentování zvukového stimulu zaznamenat změnu elektrických potenciálů na svalech krku, ale také na posturálních svalech dolních končetin. VEMP jsou senzitivnějším testem integrity a funkce vestibulárního systému než HIT. (Colebatch et al. 1994; Alessandrini et al. 2006)

Z metaanalýzy vyplývá, že kochleární implantací dochází ke změnám ve funkci vestibulárního aparátu. Stabilometrické studie, které cílí na kvantifikaci posturálního řízení pacientů po bezprostředně implantaci však neukazují významné změny v pohybu COP. Celkově dochází po implantaci k mírnému zhoršení rovnováhy (a ke zvětšení výchylek COP), ale poškození vestibulárního aparátu je zřejmě rychle kompenzováno řízením postury a proto není zachycen významný rozdíl v stabilometrických parametrech. (Ibrahim et al. 2017; Brey et al. 1995; Buchman et al. 2004)

Klinicky důležité je, že po implantaci může dojít ke snížení citlivosti vestibulárního aparátu vůči pohybu. Proto je třeba před implantací provést vyšetření funkce vestibulárních aparátů. Při výběru strany implantace pak může hrát roli, který vestibulární aparát je funkčně silnější. Pokud je implantace provedena silnější straně, může dojít paradoxně ke kompenzaci dysbalance mezi vestibulárními aparáty. (Buchman et al. 2004)

Studie Louza et al. ukazuje zvýšené riziko pádu u pacientů již před kochleární implantací. Toto riziko se pooperačně v průměru nemění. Některým pacientům ale po operaci riziko pádu výrazně vzroste, což může být způsobeno perioperačním poraněním vestibulárního aparátu, nebo již předoperačně sníženou adaptabilitou vestibulárního systému. (Louza et al. 2018)

Subjektivní pocity pacientů ohledně jejich stability a intenzity závratí lze hodnotit pomocí dotazníku *Dizziness Handicap Inventory*. Jak metaanalýza Ibrahima et. al., tak další recentní práce ukazují, že skóre tohoto dotazníku se po implantaci v průměru významně nemění. Což naznačuje, že z hlediska intenzity prožívání závratí je operace pacienty dobře tolerována, což odpovídá také málo významným změnám ve stabilometrických parametrech, které ukazují probíhající kompenzaci změn ve vestibulárním aparátu. (Ibrahim et al. 2017; Ištuková 2019)

1.4.3 Audiostreamulace pacientů s kochleárním implantátem

Předešlé studie zkoumající změny posturální stability v souvislosti se zvukem u pacientů s kochleárním implantátem dospívají k podobným výsledkům, jako studie zabývající se stabilitou pacientů s poruchou sluchu. Pokud měli pacienti k dispozici sluchové podněty, pak došlo ke snížení posturálních výchylek. Shayman et al. a Buchman et al. ukazují mírné zvětšení posturálních výchylek při vypnutí CI a jejich snížení při jeho zapnutí. Shayman et. al. zkoumá tento efekt u pacientů s oboustranným CI pomocí akcelerometru umístěného na hlavě. Data z akcelerometru jsou využita pro výpočet pozice COP. Při zapnutí CI zároveň probandi poslouchali bílý šum. Ze studie vyplývá, že zlepšení stability při zapnutí CI není významné pro všechny pacienty. Efekt se dostavil především u těch, kteří měli při vypnutí CI větší odchylky pohybu COP. (Buchman et al. 2004; Shayman et al. 2018)

Ke stejnému závěru dospěla také studie Mangiore, která využívala audiostreamulaci pomocí bílého šumu z 2 a 4 zdrojů zvuku u pacientů s bilaterálním CI, nebo s bimodálním slyšením (jeden CI a jedna sluchová pomůcka). U pacientů s vyšší rychlostí pohybu COP v tichu došlo při prezentování zvukového stimulu k významnějšímu snížení rychlosti pohybu COP. Rozdíly mezi průměrnými hodnotami rychlosti pohybu COP však ve studii nedosáhly statistické významnosti. (Mangiore 2012)

K odlišenému závěru dospěla studie Tonini et al. V této studii probandi s oboustranným CI ve stoje na měkké podložce poslouchali běžné zvukové pozadí o nízké intenzitě zvuku, bílý šum, nahrávku v cizím jazyce a nahrávku v rodném jazyce. Za těchto zvukových podmínek prováděli pohyby hlavou v transverzální a sagitální rovině. Zaznamenán byl počet provedených pohybů hlavou a délka trvání jednotlivých pokusů. Ve studii nezaznamenali rozdíly v průměrné délce trvání jednotlivých pokusů za různých zvukových podmínek. Došlo však k ke statisticky významnému poklesu

počtu pohybů hlavou, které pacienti dokázali provést než upadli, při poslechu nahrávek v cizím jazyce i v rodném jazyce. (Tonini et al. 2019)

2 CÍLE A HYPOTÉZY

Jak vyplývá z teoretických poznatků této práce, jedním z rizik kochleární implantace je poškození vestibulárního aparátu, což má za následek změny ve stabilometrických parametrech po implantaci. Proto bylo provedeno jedno předoperační a tři pooperační stabilometrické měření s cílem zaznamenat jakým způsobem kochleární implantace ovlivňuje rovnováhu pacientů.

Dalším teoretickým východiskem práce je, že sluchové podněty jsou integrovány při řízení rovnováhy. Sluchové podněty mají větší váhu pro pacienty s poruchou rovnováhy. Praktická část této práce si proto bere za cíl pokusit se zodpovědět otázku, jak jsou zvukové podněty významné pro řízení rovnováhy pacientů s kochleárním implantátem a jak významné jsou u zdravých jedinců?

Přesněji je otázkou, jestli dojde ke změně rychlosti posturálních výchylek (*sway velocity*) nebo velikosti posturálních výchylek (*sway area*) vlivem vypnutí kochleárního implantátu, poslechem bílého šumu, poslechem nahrávky v cizím jazyce, nebo poslechem nahrávky v češtině. Parametry *sway area* a *sway velocity* byly vybrány, protože jsou posuzovány v ostatních studiích, ve kterých byla u pacientů s kochleárním implantátem prováděna stabilometrie a je proto možné je snadno porovnat (Shayman et al. 2018; Buchman et al. 2004).

Podmínky měřené v této práci zahrnují faktory zkoumané v předchozích studiích (Tonini et al. 2019; Shayman et al. 2018). Cílem je zjistit, jestli má na řízení rovnováhy pacientů s CI vliv zaměření pozornosti na zvukových stimulus, nebo jestli má význam jen přítomnost a případně nepřítomnost zvuku. Tyto otázky dosud nebyly u pacientů s kochleárním implantátem žádnou studií zodpovězeny.

Praktická část práce zahrnuje stejnou analýzu provedenou u zdravých probandů, aby bylo možné porovnat vliv stejných stimulů na zdravou populaci.

2.1 Hypotézy

2.1.1 Hypotéza H_1

Průměrná velikost (značená μ) posturálních výchylek (*sway area*) se bude lišit předoperačně, 1 den po implantaci, 10 -14 dní po implantaci a 90 a více dní po implantaci:

$H_1: \mu SA \text{ předoperačně} \neq \mu SA \text{ 1 den po implantaci} \neq \mu SA \text{ 10-14 dní po implantaci} \neq \mu SA \text{ 90 dní po implantaci}$

2.1.2 Hypotéza H_2

Budou se lišit průměrné hodnoty rychlosti posturálních výchylek (*sway velocity* (SV)) ve stejných intervalech jako v H_1 :

$H_2: \mu SV \text{ před operačně} \neq \mu SV \text{ 1 den po implantaci} \neq \mu SV \text{ 10-14 dní po implantaci} \neq \mu SV \text{ 90 dní po implantaci}$

2.1.3 Hypotézy H_3, H_4

Tyto hypotézy jsou společné pro skupinu pacientů s CI a pro zdravé probandy. Budou se lišit průměrné hodnoty SA a SV za jednotlivých podmínek audiostimulace:

$H_3: \mu SV \text{ ve stoji se zavřenýma očima na měkké podložce} \neq \mu SV \text{ při vypnutém CI (nebo nasazených sluchátkách)} \neq \mu SV \text{ při poslechu bílého šumu} \neq \mu SV \text{ při poslechu nahrávky v cizím jazyce} \neq \mu SV \text{ při poslechu nahrávky v češtině}$

$H_4: \mu SA \text{ ve stoji se zavřenýma očima na měkké podložce} \neq \mu SA \text{ při vypnutém CI (nebo nasazených sluchátkách)} \neq \mu SA \text{ při poslechu bílého šumu} \neq \mu SA \text{ při poslechu nahrávky v cizím jazyce} \neq \mu SA \text{ při poslechu nahrávky v češtině}$

3 METODIKA

Měření pacientů s CI probíhalo od listopadu 2019 do února 2021 na Neurologické klinice 2. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice v Motole ve spolupráci s Mgr. Sárrou Koutnou jako součást širšího dizertačního projektu zaměřeného na vliv kochleární implantace na vestibulární systém. Data zde prezentovaná jsou dílčí částí tohoto projektu. Měření zdravých probandů proběhlo v dubnu 2021 na Neurologické klinice. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o účasti na měření. Znění informovaného souhlasu je součástí přílohy 1. Probandi byli poučeni, že mohou ze studie kdykoli odstoupit a mohou se dotázat na jakékoliv detaily týkající se studie. Veškerá získaná data byla anonymizována.

3.1 Charakteristika souboru probandů

Skupinu tvořilo 14 probandů. 7 pacientů s CI, 3 muži a 4 ženy ve věku mezi 26 a 67 lety (v průměru 44 let). 7 zdravých probandů, 3 ženy a 4 muži ve věku mezi 23 a 38 lety (v průměru 26 let).

Kritéria pro zařazení pacienta s CI do studie statické stabilometrie byla: nepřítomnost onemocnění nosných kloubů končetin, nepřítomnost onemocnění periferního nervového systému, nebo onemocnění svalů. Nepřítomnost onemocnění zraku, které by zabraňovalo zrakové fixaci. Tato kritéria splnili všichni probandi. Data byla získána od 6 ze 7 probandů, data jednoho z probandů nebyla získána kompletní a byla proto ze studie vyřazena.

Kritéria pro zařazení pacienta s CI do studie autostimulace byla stejná jako pro statickou stabilometrii s podmínkou již aktivovaného a nastaveného CI a porozumění češtině. Kritéria splnilo 6 pacientů (rodný jazyk jednoho z probandů nebyla čeština a proto byl ze studie vyřazen). Data jednoho probanda nebyla získána. Celkový počet probandů jejichž data z audiostimulace byla vyhodnocena bylo 5 ze 7.

Kritéria pro zařazení zdravého probanda do studie byla: nepřítomnost onemocnění nosných kloubů končetin, periferního nervového systému nebo zraku. Nepřítomnost jiných muskuloskeletálních onemocnění. Závažná onemocnění sluchového systému byla vyloučena pomocí aplikace hearWHO. Aplikace vyvinutá WHO pro platformu Android může pomoci objevit přehlédnutou poruchou sluchu. Senzitivita aplikace je nízká, ale pro orientační účely dostačující. (WHO 2018)

Proband	Pohlaví	Věk	Operovaná strana	Kritéria stabilometrie	Kritéria audiostimulace
1	M	63	bilat.	ANO	ANO
2	Ž	38	bilat.	ANO	ANO
3	Ž	26	dx.	ANO	NE
4	M	42	dx.	ANO	ANO
5	Ž	33	sin.	ANO	ANO
6	Ž	67	sin.	ANO	ANO
7	M	45	dx.	NE	NE

Proband	Pohlaví	Věk
1	Ž	24
2	Ž	27
3	M	24
4	M	24
5	M	24
6	M	23
7	Ž	38

Tabulka 1 a 2 – Charakteristika skupiny

dx. = pravá, *sin.* = levá, *bilat.* = oboustranná, *M* = muž, *Ž* = žena

Kritéria splnilo všech 7 probandů a byla získána kompletní data ze všech měření. Popis skupiny probandů obsahuje Tabulka 1 a 2.

3.2 Průběh měření

Měření sestávalo ze statické stabilometrie a audiostimulace. Pacienti s CI statickou stabilometrii absolvovali celkem čtyřikrát – 1 den před operací, 1 den po operaci, 10-14 dní po operaci a 90 a více dní po operaci. Poslední stabilometrické měření proběhlo v době, kdy již pacienti měli aktivovaný CI a navazovala na něj audiostimulace. Zdraví probandi byli měřeni jen jednou na statické stabilometrii a následné audiostimulaci.

Probandi stáli na silové desce bez obuvi ve stoji, kde dlouhé osy nohou svírají 30° úhel. Ruce byly svěšeny volně podél těla. Deska byla opatřena značkami tak, aby při každém měření stáli probandi na stejném místě. Značkami byla opatřena také pěnová podložka využívaná v části měření.

3.2.1 *Statická stabilometrie*

V rámci statické stabilometrie byly využity podmínky modifikovaného *Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* (mCTSIB). Celkem bylo podmínek 10 ve 30 s intervalech. V rámci této práce bylo vyhodnoceno jen prvních 8 podmínek:

1. Stoj s otevřenýma očima na pevné podložce, zrak fixován na definovaný bod ve výšce očí.
2. Stoj se zavřenýma očima na pevné podložce, hlava ve stejném postavení jako v podmínce 1 (výchozí postavení).
3. Stoj s otevřenýma očima na pevné podložce, hlava ve 20° záklonu, zrak fixován na definovaný bod, který určuje velikost záklonu hlavy.
4. Stoj se zavřenýma očima na pevné podložce, hlava ve 20° záklonu.
5. Stoj na měkké podložce s otevřenýma očima, zrak fixován na definovaný bod ve výšce očí.
6. Stoj se zavřenýma očima na měkké podložce, hlava ve výchozím postavení.
7. Stoj s otevřenýma očima na měkké podložce, hlava ve 20° záklonu, zrak fixován na definovaný bod, který určuje velikost záklonu hlavy.
8. Stoj se zavřenýma očima na měkké podložce, hlava ve 20° záklonu.

Podmínka se záklonem hlavy a stoj na měkké podložce byly využity jako nejcitlivější podmínky pro zaznamenání funkce vestibulárního systému. Záklon hlavy zvyšuje senzitivitu mCTSIB vůči poruše vestibulárních funkcí. Pacient však nesmí mít jinou poruchu muskuloskeletálního systému, nebo senzitivní poruchu dolních končetin. (Cohen 2019; Cohen et al. 2014)

3.2.2 *Audiostimulace*

V rámci posledního měření statické stabilometrie pacientů s CI a po skončení statické stabilometrie zdravých probandů byly zaznamenány stabilometrické parametry ještě v pěti 30 s podmínkách (Tonini et al. 2019):

1. Stoj se zavřenýma očima na měkké podložce.
2. Vypnutý CI, u zdravých probandů nasazené sluchátka a špunty do uší.
3. Poslech bílého šumu.
4. Poslech nahrávky v cizím jazyce. Jednalo se o nahrávku předpovědi počasí v čínštině, nebo finštině. Výběr jazyka nahrávky byl náhodný. Probandi byli dotázáni, jestli daný cizí jazyk neovládají.
5. Poslech nahrávky v češtině. Probandům byl zadán úkol: „Nyní se soustředte na nahrávku, kterou uslyšíte. Na konci vám položím kontrolní otázku týkající se obsahu nahrávky.“

V poslední podmínce byla otázkou zajištěno směřování pozornosti probandů ke zvukovému stimulu, který poslouchali. Zvuk byl přehráván pomocí jediného reproduktoru umístěného 1 m přímo před probandy ve výšce hlavy. Intenzita zvuku při audiostimulaci dosahovala 50-55 dB. Zvukové pozadí v místnosti, kde se měření odehrávalo, dosahovalo průměrné intenzity 30-35 dB. Bílý šum byl vytvořen pomocí generátoru v aplikaci Audacity. Rozpětí frekvencí bílého šumu bylo 20-20000 Hz.

3.3 **Zpracování dat**

Data získaná měřeními na silové desce Kistler byla nejdříve zpracována pomocí analytického software Kistler MARS. Ze záznamu signálu byla vypočtena průměrná rychlost posturálních výchylek (*sway velocity*) a plocha polygonu vytvořeného pohybem COP v průběhu měření (*sway area*).

Získaná data byla dále hodnocena pomocí funkcí souboru statistických programů R-Cran. Ke komunikaci s funkcemi R bylo využito grafické rozhraní Jamovi (Bates et al. 2021; Love et al. 2021).

Pomocí Jamovi byla vytvořena část grafů a tabulky deskriptivního hodnocení dat. Další část grafů byla vytvořena pomocí LibreOffice Calc a LibreOffice Draw.

Pro kvantitativní hodnocení dat byla SA a SV normalizována pomocí logaritmické transformace přirozeným logaritmem.

Po logaritmické transformaci nebylo rozdělení dat u pacientů s CI vždy normální. Tato hypotéza byla ověřena Shapiro-Wilk testem. Nenormální rozdělení dat bylo považováno za problém malého množství dat. Data zdravých probandů byla po transformaci normálně rozdělena.

Následně byl porovnán rozdíl v průměrných hodnotách za jednotlivých podmínek měření pomocí *Repeated Measures Analysis of Variance* (ANOVA). I přesto že některá data nebyla normálně rozdělena bylo přistoupeno k využití parametrického testu ANOVA. Neparametrické testy jsou náchylnější ke statistické chybě 2. typu nemusí, zvláště v malých vzorcích dat, zachytit efekt, který je přítomen. Proto je uvažováno, že je-li efekt patrný při využití parametrického testu, pak bude významný i při využití neparametrického testu. K porovnání rozdílů mezi jednotlivými podmínkami byly využity Post Hoc testy. (Kladivo et al. 2013; Singmann et al. 2018; Lenth et al. 2020)

4 VÝSLEDKY

4.1 Stabilometrie pacientů s CI

Graf 1 obsahuje průměrné hodnoty SV a SA pacientů s CI ve všech 4 měřeních statické stabilometrie. Ve stoje na pevné podložce jsou rozdíly v hodnotách SA a SV mezi jednotlivými měřeními minimální. Výrazné jsou až rozdíly za podmínek ve stoje na měkké podložce. Stoj na měkké podložce lépe zachycuje změny ve vestibulárním aparátu způsobené chirurgickým zákrokem v oblasti vnitřního ucha.

Průměrná hodnota SV všech probandů při prvním měření byla 23.3 mm/s a směrodatná odchylka (SD) 91. Při druhém měření byla průměrná hodnota 252 mm/s (SD 555). Při třetím měření byl průměr 252 mm/s (SD 252). Čtvrté měření: 83.2 mm/s (SD 224).

Průměrná hodnota SA byla při prvním měření 7.94 mm² (SD 5.12). Při druhém měření 12.1 mm² (SD 17.0). Při třetím měření 11.9 mm² (SD 14.5). Při čtvrtém měření 11.4 (SD 15.4). Podrobněji jsou hodnoty uvedeny v příloze 1 a 2. Průměrné hodnoty SV při zavzetí všech 8 podmínek stabilometrie se statisticky významně neliší ($p=0.122$). Post Hoc test nicméně ukazuje významný rozdíl v průměrných SV hodnotách mezi 1. a 2. měřením ($p=0.045$). Podrobněji jsou data shrnuta v tabulce 3.

Tabulka 3 - Repeated Measures ANOVA: porovnání průměru SV všech podmínek (1-8) mezi 1.-4. měřením

Within Subjects Effects

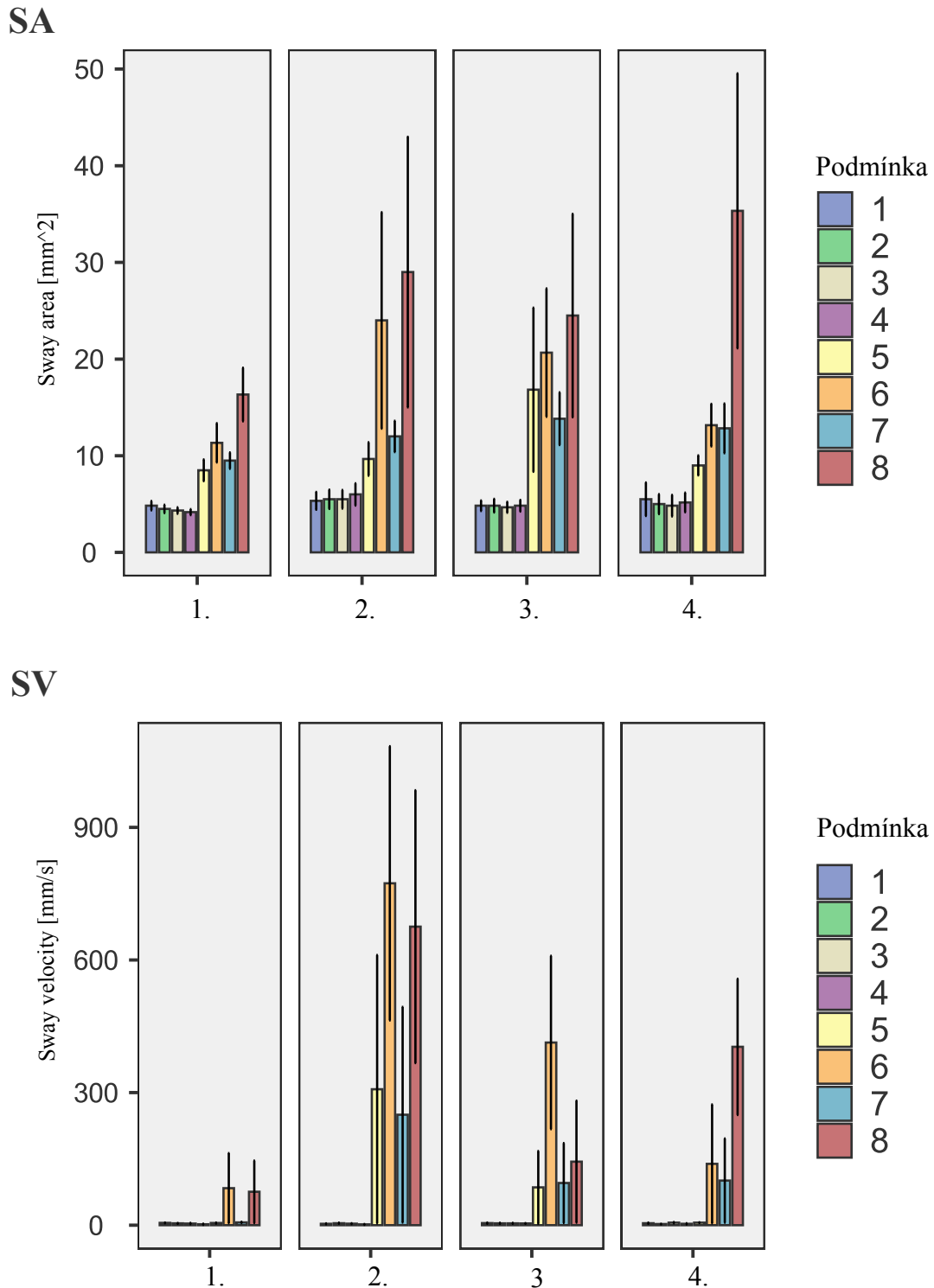
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
SV 1-8 podmínka	12.2	3	4.05	1.96	0.122
Residual	278.3	135	2.06		

Post Hoc Comparisons - SV 1-8 podmínka

Comparison		SV 1-8 podmínka	SV 1-8 podmínka	Mean Difference	SE	df	t	p
1	-	2		-0.70650	0.343	45.0	-2.05960	*0.045
	-	3		-0.47538	0.271	45.0	-1.75550	0.086
	-	4		-0.47260	0.282	45.0	-1.67351	0.101
2	-	3		0.23112	0.288	45.0	0.80237	0.427
	-	4		0.23390	0.260	45.0	0.90082	0.372
3	-	4		0.00278	0.341	45.0	0.00815	0.994

* statisticky významné

Graf 1 - průměrné hodnoty SA a SV pacientů s CI



1. = 1 den před operací, 2. = 1 den po operaci, 3 = 10-14 po operaci, 4. = 90 a více dní po operaci. Podmínky: 1 = otevřené oči, pevná podložka, 2 = zavřené oči, pevná podložka, 3 = otevřené oči, zakloněná hlava, pevná podložka, 4 = zavřené oči, zakloněná hlava, pevná podložka, 5 = otevřené oči, měkká podložka, 6 = zavřené oči měkká podložka, 7 = otevřené oči, zakloněná hlava, měkká podložka, 8 = zavřené oči, zakloněná hlava, měkká podložka

Průměrné hodnoty SA se ve všech 8 podmínkách významně nelišily ($p=0.283$). Post Hoc test ukazuje významný rozdíl v průměrných hodnotách mezi 1. a 3. měřením ($p=0.031$). Podrobněji jsou hodnoty uvedeny v tabulce 4 .

Tabulka 4 - Repeated Measures ANOVA: porovnání průměrných hodnot SA za všech podmínek (1-8) mezi 1-4 měřeními

Within Subjects Effects

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
SA 1-8 podmínka	1.09	3	0.363	1.28	0.283
Residual	39.92	141	0.283		

Post Hoc Comparisons - SA 1-8 podmínka

Comparison		SA 1-8 podmínka	SA 1-8 podmínka	Mean Difference	SE	df	t	p
1	-	2		-0.18197	0.1178	47.0	-1.5450	0.129
	-	3		-0.18627	0.0839	47.0	-2.2214	*0.031
	-	4		-0.13320	0.0964	47.0	-1.3817	0.174
2	-	3		-0.00430	0.1108	47.0	-0.0388	0.969
	-	4		0.04877	0.1316	47.0	0.3705	0.713
3	-	4		0.05307	0.1047	47.0	0.5067	0.615

* statisticky významné

Pokud vyloučíme podmínky ve stoje na pevné podložce (1 – 4), stanou se rozdíly průměrných hodnot SV statisticky významné ($p=0.015$). V Post Hoc testech dosahují statistické významnosti rozdíly mezi průměrnými hodnotami 1 den před operací a 1 den po operaci. Rozdíly mezi průměrnými hodnotami 1 den po operaci a 10-14 dní po operaci se k významnosti blíží ($p=0.057$).

Rozdíly mezi průměrnými hodnotami SA se naopak při vyloučení prvních 4 podmínek od dosažení statistické významnosti vzdálily ($p=0.457$). Post Hoc testy ukazují nejtěsnější přiblížení ke statistické významnosti mezi měřeními 1 den před operací a 10-14 dní po operaci ($p=0.06$). Výsledky shrnuje tabulka 5

Implantace statisticky významně ovlivnila především průměrné hodnoty SV ve stoji na měkké poloze. Pacient měli tendenci pohybovat COP 1. den po operaci významně rychleji. Tento efekt se však během 10-14 dnů po operaci vytrácí. SA byla implantací ovlivněna méně. Vliv implantace na průměrné hodnoty SA se zcela vytrácí při porovnání podmínek ve stoje na měkké podložce.

Tabulka 5 – Repeated Measures ANOVA: SV a SA pacientů s CI ve stoje na měkké podložce

Within Subjects Effects SV

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
SV 5-8 podmínka	39.9	3	13.30	3.75	*0.015
Residual	244.9	69	3.55		

Post Hoc Comparisons - SV

Comparison		SV 5-8 podmínka	SV 5-8 podmínka	Mean Difference	SE	df	t	p
1	-	2		-1.81710	0.582	23.0	-3.12365	*0.005
	-	3		-0.80357	0.466	23.0	-1.72336	0.098
	-	4		-0.79889	0.498	23.0	-1.60430	0.122
2	-	3		1.01354	0.545	23.0	1.85955	0.076
	-	4		1.01821	0.508	23.0	2.00416	0.057
3	-	4		0.00467	0.645	23.0	0.00725	0.994

* statisticky významné

Within Subjects Effects SA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
SA 5-8 podmínka	1.27	3	0.423	0.877	0.457
Residual	33.24	69	0.482		

Post Hoc Comparisons - SA

Comparison		SA 5-8 podmínka	SA 5-8 podmínka	Mean Difference	SE	df	t	p
1	-	2		-0.1936	0.228	23.0	-0.8494	0.404
	-	3		-0.3176	0.161	23.0	-1.9770	0.060
	-	4		-0.2164	0.168	23.0	-1.2909	0.210
2	-	3		-0.1240	0.213	23.0	-0.5819	0.566
	-	4		-0.0228	0.236	23.0	-0.0964	0.924
3	-	4		0.1012	0.184	23.0	0.5515	0.587

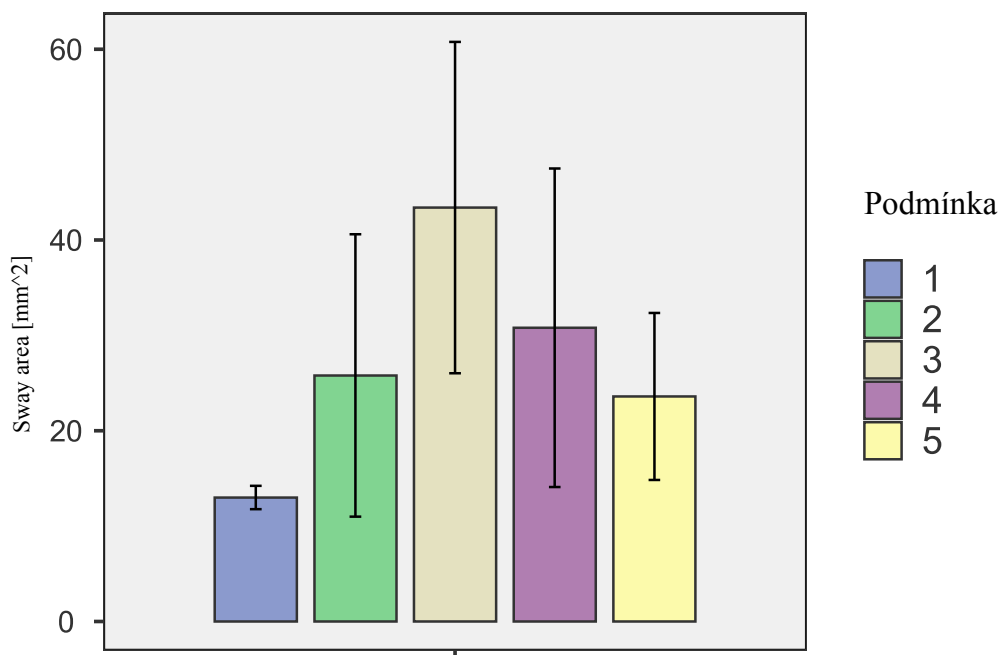
4.2 Audiostimulace pacientů s CI

Graf 2 zachycuje průměrné hodnoty SA za jednotlivých podmínek autostimulace a tabulka 6 shrnuje průměrné hodnoty, medián, SD a rozptyl.

Průměrné hodnoty SA jsou nejnižší za 1. podmínky (stoj na měkké podložce se zavřenými očima, CI zapnutý, běžné zvukové pozadí v místnosti je 30-35 dB). Průměr je 13,0 mm² (SD 2.74). Ve všech ostatních podmínkách se průměrná hodnota SA oproti výchozí podmínce zvýšila. Nejvýraznější je rozdíl hodnot mezi 1. a 3. podmínkou (poslech bílého šumu), kde průměr dosahuje 43.4 mm² (SD 38.8). Tento rozdíl v průměrných hodnotách nedosahuje statistické významnosti ($p=0.107$). Rozdíly mezi průměrnými hodnotami nedosáhly statistické významnosti ani celkově ($p=0.182$). Výsledky ANOVA a Post Hoc testů shrnuje tabulka 7.

Graf 2 - průměrné hodnoty SA pacientů s CI, audiostimulace

SA



Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Tabulka 6 – SA pacientů s CI

	1 SA	2 SA	3 SA	4 SA	5 SA
NN	5	5	5	5	5
Průměr	13.0	25.8	43.4	30.8	23.6
Medián	13	12	24	12	15
Směrodatná odchyl.	2.74	33.1	38.8	37.4	19.6
Rozptyl	7.50	1096	1508	1395	383

Tabulka 7 - Repeated Measures ANOVA: SA pacientů s CI, audiostimulace

Within Subjects Effects SA, audiostimulace

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
audiostimulace	2.00	4	0.500	1.78	0.182
Residual	4.49	16	0.280		

Post Hoc Comparisons - SA, audiostimulace

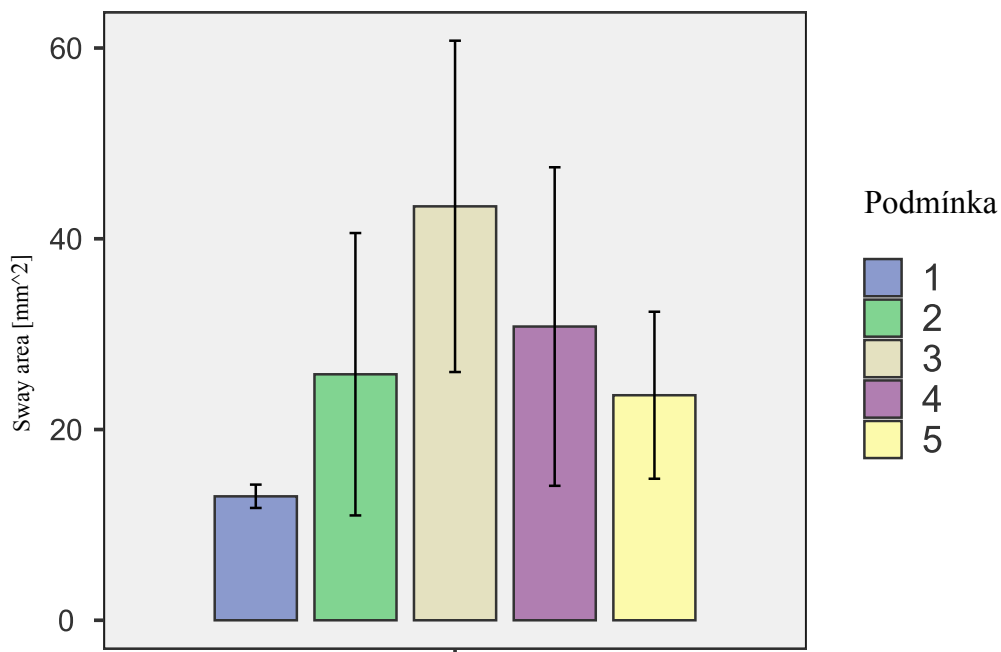
Comparison		Audiostimulace	Audiostimulace	Mean Difference	SE	df	t	p
1	-	2		-0.2580	0.417	4.00	-0.619	0.569
	-	3		-0.8659	0.418	4.00	-2.072	0.107
	-	4		-0.4526	0.455	4.00	-0.996	0.376
	-	5		-0.4110	0.331	4.00	-1.241	0.282
2	-	3		-0.6079	0.366	4.00	-1.661	0.172
	-	4		-0.1947	0.164	4.00	-1.186	0.301
	-	5		-0.1530	0.182	4.00	-0.841	0.448
3	-	4		0.4132	0.357	4.00	1.158	0.311
	-	5		0.4549	0.343	4.00	1.327	0.255
4	-	5		0.0416	0.136	4.00	0.307	0.774

Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Graf 3 zobrazuje průměrné hodnoty SV pacientů s CI a tabulka 8 shrnuje deskriptivní charakteristiky SV. Průměr SV se lišil u pacientů s CI jen v posledních 2 podmínkách (při poslechu mluvených nahrávek), kdy dosahují hodnot 93.2 a 97.8 mm/s. Průměrné hodnoty v prvních třech podmínkách jsou velmi podobné (275, 267 a 247 mm/s). Rozdíly v průměrných hodnotách SV nedosahují statistické významnosti ($p=0.777$). Naopak, různé zvukové podmínky mají na SV pacientů s CI menší vliv než na SA. ANOVA a Post Hoc testy SV jsou shrnuty v tabulce 9.

Graf 3 – průměrné hodnoty SV pacientů s CI, audiostimulace

SA



Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Tabulka 8 – SV pacientů s CI

	1 SV	2 SV	3 SV	4 SV	5 SV
N	5	5	5	5	5
Průměr	275	267	247	93.2	97.8
Medián	8	9	7	6	6
Směrodatná odchyl.	419	374	340	199	206
Rozptyl	175401	139777	115747	39569	42597

Tabulka 9 – Repeated Measures ANOVA: SV pacientů s CI, audiostimulace

Within Subjects Effects SV, audiostimulace

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Audiostimulace	8.49	4	2.12	0.442	0.777
Residual	76.86	16	4.80		

Note. Type 3 Sums of Squares

Post Hoc Comparisons – SV, audiostimulace

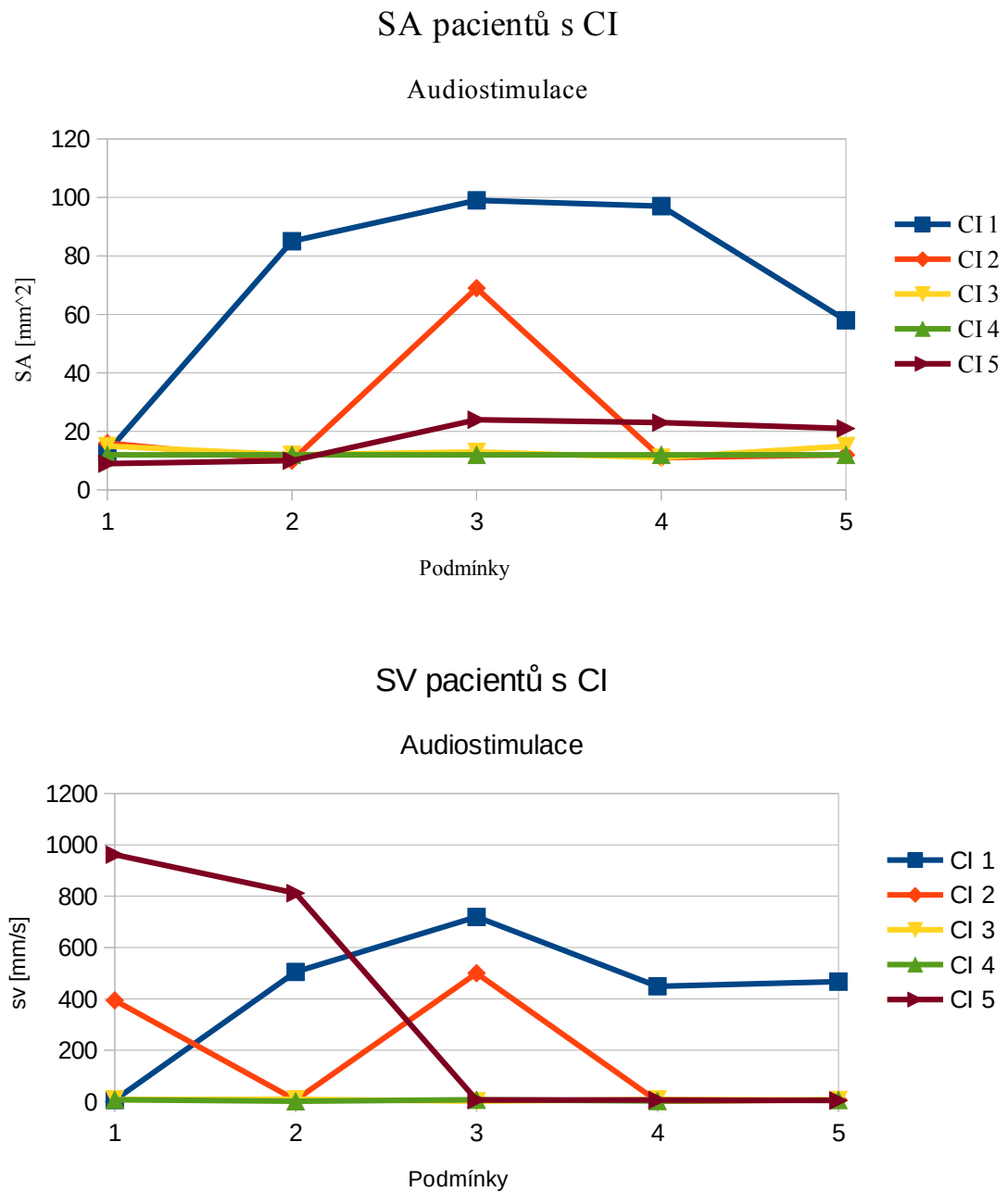
Comparison		Mean Difference	SE	df	t	p
1	- 2	0.3499	1.421	4.00	0.2462	0.818
	- 3	0.4265	1.615	4.00	0.2641	0.805
	- 4	1.5982	1.856	4.00	0.8610	0.438
	- 5	1.1509	1.732	4.00	0.6644	0.543
2	- 3	0.0766	1.618	4.00	0.0473	0.965
	- 4	1.2483	1.000	4.00	1.2479	0.280
	- 5	0.8010	1.192	4.00	0.6722	0.538
3	- 4	1.1718	1.376	4.00	0.8515	0.442
	- 5	0.7244	1.013	4.00	0.7152	0.514
4	- 5	-0.4473	0.428	4.00	-1.0448	0.355

Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Celkově efekt audiostimulace na průměrné hodnoty SA ani SV u pacientů s CI nedosáhl statistické významnosti. Výraznější efekt byl pozorován na změnách průměrných hodnot SA. Z těchto změn je patrné zvětšení SA při poslechu bílého šumu, SV se při této podmínce výrazně nemění. Průměrné hodnoty SV poklesly při poslechu nahrávek jak v cizím jazyce, tak v češtině. Zároveň průměrné hodnoty SA při poslechu cizího jazyka a češtiny mírně vzrostly oproti počáteční podmínce (stoj na měkké podložce se zavřenými očima). Při poslechu mluvených nahrávek měli pacienti tendenci pohybovat COP pomaleji na větší ploše. Důležité je říci, že pacienti po kochleární implantaci ani po více než 3 měsících od operace většinou nerozuměli české nahrávce. Odpovědět na kontrolní otázku o obsahu nahrávky uměl jen 1 z 5 probandů.

Nízký počet probandů v této práci má za následek silné ovlivnění průměrných hodnot extrémními případy. SA a SV každého probanda za různých zvukových podmínek je proto zachyceno v grafech 4.

Grafy 4 - SA a SV jednotlivých pacientů s CI, audiostimulace



Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině; CI 1-5 = pacient 1-5

Grafy 4 zachycují velkou variabilitu reakcí pacientů s CI na zvukové podněty. Pro probanda 1 znamenala nepřítomnost zvukových podnětů (vypnutý CI v podmínce 2) destabilizaci. SA a SV oproti klidové podmínce se výrazně zvýšilo. Stejný efekt v tomto případě měly i všechny ostatní podmínky poslechu zvuku (bílý šum, cizí jazyk i čeština).

Pro probanda 2 byl destabilizující jen poslech bílého šumu, který způsobil zvýšení SA i SV. Nepřítomnost zvukových podnětů u probanda 2 naopak vedla ke snížení SV, přičemž SA se výrazně nezměnilo.

Proband 5 reagoval na všechny zvukové podmínky mírným zvýšením SA, ale výrazným poklesem SV. Vypnutí CI (podmínka 2) nemělo na probanda 5 velký efekt.

Proband 3 a 4 se zdají vůči zvukovým podnětům neteční. Jejich hodnoty SA a SV se v průběhu audiostimulace v podstatě nemění.

4.3 Audiostimulace zdravých probandů

Výsledky audiostimulace zdravých probandů nemohly být statisticky porovnány s audiostimulací pacientů s CI. Důvodem je odlišný průměrný věk obou skupin (26 let u zdravých jedinců a 44 let u pacientů s CI) a rozdílné rozložení pohlaví pacientů v obou skupinách. Proto byla audiostimulace zdravých jedinců posuzována nezávisle.

Graf 5 obsahuje průměrné hodnoty SA zdravých probandů. Tabulka 10 shrnuje deskriptivní data. Průměrné hodnoty se celkově statisticky významně neliší ($p=0.338$)

Ke statistické významnosti se nejvíce přiblížil rozdíl v průměrných hodnotách SA zdravých probandů mezi 2. podmínkou (se sluchátky na uších, průměr je 12.6 mm^2) a 4. podmínkou (při poslechu nahrávky v cizím jazyce, průměr je 29.4 mm^2). Hodnota p je 0.129.

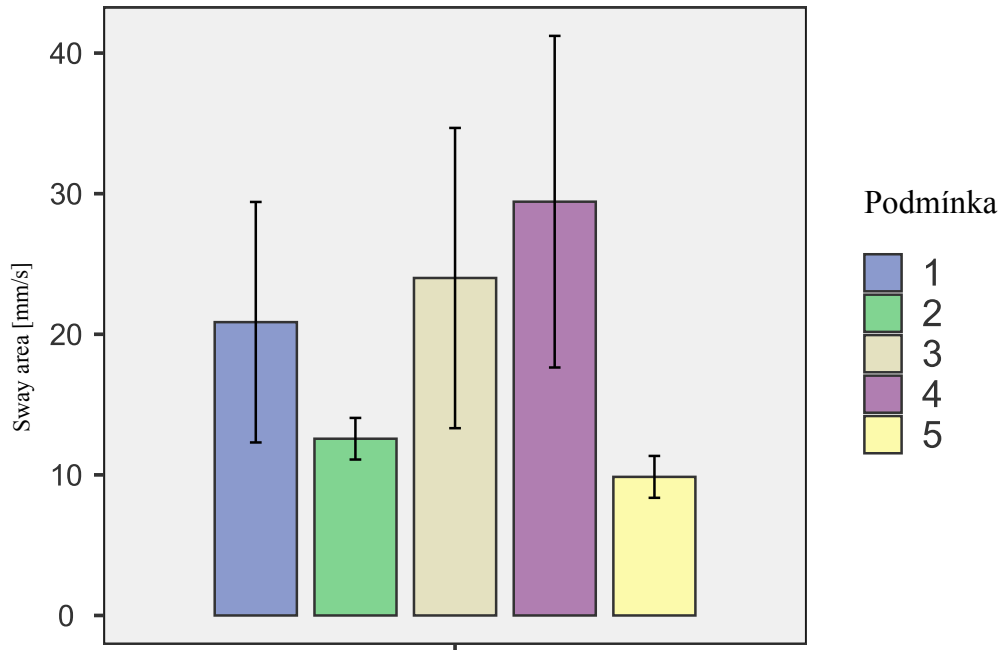
U zdravých probandů došlo ve 2. podmínce (se sluchátky na uších) ke snížení průměrné hodnoty SA oproti 1. podmínce (stoj na měkké podložce se zavřenými očima) z 20.9 na 12.6 mm^2 . Tento rozdíl není statisticky významný ($p=0.214$). K podobnému poklesu průměrné hodnoty SA došlo při poslechu nahrávky v češtině oproti 1. podmínce, kdy se průměrné hodnoty snížily na 9.86 mm^2 z výchozích 20.9 mm^2 . Tento rozdíl není statisticky významný ($p=0.161$). Výsledky ANOVA a Post Hoc porovnání průměrných hodnot SA testů shrnuje tabulka 11.

Tabulka 10 – SA zdravých probandů

	1 SA	2 SA	3 SA	4 SA	5 SA
N	7	7	7	7	7
Průměr	20.9	12.6	24.0	29.4	9.86
Medián	12	12	12	12	10
Směrodatná odchyl.	22.6	3.91	28.3	31.2	3.93
Rozptyl	512	15.3	798	974	15.5

Graf 5 - průměrné hodnoty SA zdravých probandů, audiostimulace

SA



Tabulka 11 - Repeated Measures ANOVA: SA zdravých probandů, audiostimulace

Within Subjects Effects SA, audiostimulace

	Sum of Squares	df	Mean Square	FF	p
Audiostimulace	2.51	4	0.626	1.20	0.338
Residual	12.57	24	0.524		

Post Hoc Comparisons - audiostimulace

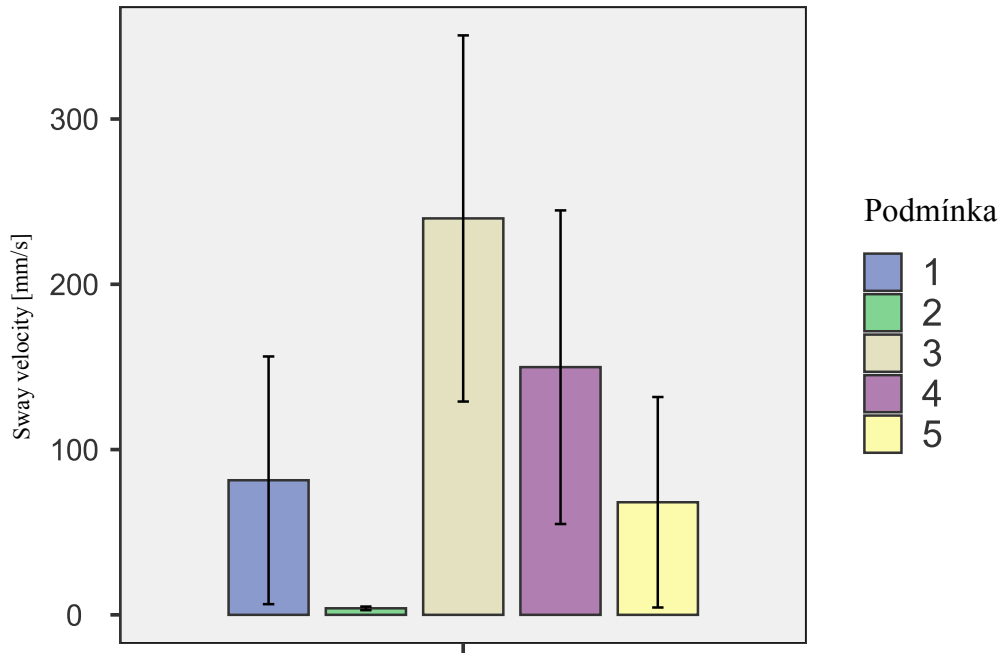
Comparison		Mean Difference	SE	df	tt	p
1	- 2	0.262	0.188	6.00	1.389	0.214
	- 3	0.135	0.311	6.00	0.434	0.679
	- 4	-0.198	0.272	6.00	-0.727	0.494
	- 5	0.600	0.375	6.00	1.601	0.161
2	- 3	-0.126	0.422	6.00	-0.300	0.775
	- 4	-0.459	0.261	6.00	-1.758	0.129
	- 5	0.338	0.266	6.00	1.273	0.250
3	- 4	-0.333	0.564	6.00	-0.590	0.577
	- 5	0.465	0.606	6.00	0.767	0.472
4	- 5	0.798	0.385	6.00	2.072	0.084

Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Graf 6 obsahuje průměrné hodnoty SV zdravých probandů. Tabulka 12 deskriptivní charakteristiky. Vliv různých zvukových podmínek na SV byl u zdravých probandů významnější, než vliv zvuku na průměrné hodnoty SA. Rozdíly v průměrných hodnotách celkově nedosahují statistické významnosti ($p=0.140$).

Graf 6 - průměrné hodnoty SV zdravých probandů, audiostimulace

SV



Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině

Tabulka 12 – SV zdravých probandů

	1 SV	2 SV	3 SV	4 SV	5 SV
N	7	7	7	7	7
Průměr	81.4	4.14	240	150	68.3
Medián	8	4	7	3	4
Směrodatná odchyl.	198	2.61	293	251	168
Rozptyl	39305	6.81	85843	62928	28339

Post Hoc testu ukazuje dosažení statistické významnosti v rozdílech průměrných hodnot mezi 2. podmínkou (nasazená sluchátka) a 3. podmínkou (poslech bílého šumu, $p=0.045$). Průměrná hodnota SV ve 2. podmínce je 4.14 mm/s (SD 2.61), ve 3. podmínce je 240 mm/s (SD 293). Ke statistické významnosti má také velmi blízko rozdíl mezi průměrnými hodnotami ve 3. a 5. podmínce (poslech bílého šumu a nahrávky v češtině, $p=0.053$). Tabulka 13 shrnuje výsledky analýzy rozdílů v SV zdravých probandů.

Tabulka 12 - Repeated Measures ANOVA: SV zdravých probandů, audiostimulace

Within Subjects Effects SA audiostimulace

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Audiostimulace	22.5	4	5.64	1.92	0.140
Residual	70.5	24	2.94		

Post Hoc Comparisons - audiostimulace

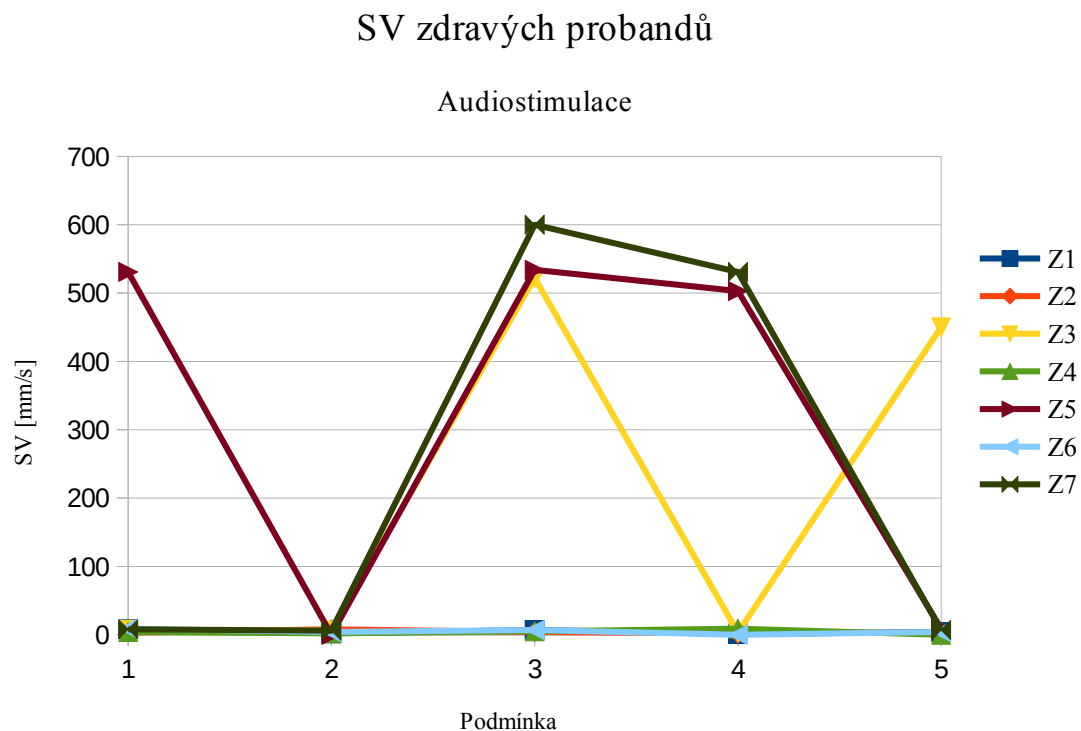
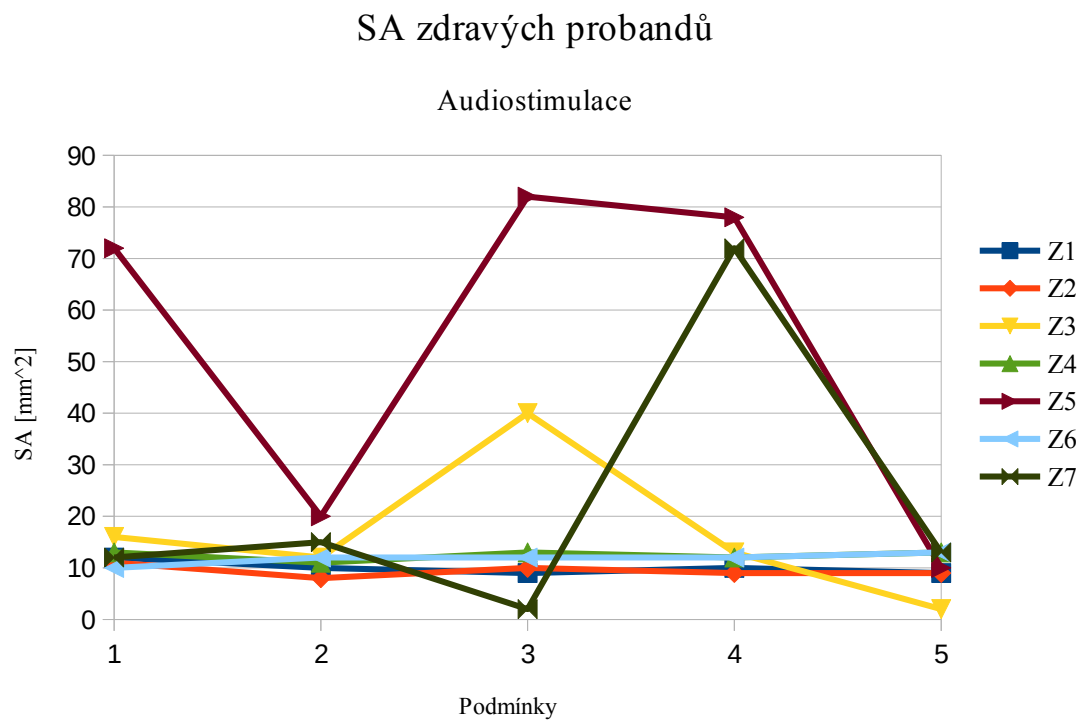
Comparison		Mean Difference	SE	df	t	p
1	- 2	1.2323	0.885	6.00	1.393	0.213
	- 3	-1.2516	0.794	6.00	-1.576	0.166
	- 4	0.0825	0.820	6.00	0.101	0.923
	- 5	0.4197	0.923	6.00	0.455	0.665
2	- 3	-2.4839	0.983	6.00	-2.526	*0.045
	- 4	-1.1498	1.161	6.00	-0.990	0.360
	- 5	-0.8126	0.704	6.00	-1.155	0.292
3	- 4	1.3340	0.733	6.00	1.820	0.119
	- 5	1.6713	0.694	6.00	2.407	0.053
4	- 5	0.3373	1.273	6.00	0.265	0.800

* statisticky významné

Celkově byl u zdravých probandů sledován významnější efekt audiostimulace na SV ($p=0.140$) než na SA ($p=0.338$). Nejvýraznější je statisticky významné snížení SV ve 2. podmínce (nasazené sluchátka – vyloučení sluchových podnětů) a mírné snížení SA v porovnání se 3. podmínkou (poslech bílého šumu). Celkově ale rozdíly mezi průměrnými hodnotami SV nejsou statisticky významné.

Grafy 7 ukazují hodnoty SA a SV jednotlivých probandů pro porovnání efektu audiostimulace mezi jednotlivci.

Grafy 7 - SA a SV jednotlivých zdravých probandů, audiostimulace



Podmínky: 1 = stoj na měkké podložce, zavřené oči, 2 = vypnutý CI, 3 = poslech bílého šumu, 4 = poslech nahrávky v cizím jazyce, 5 = poslech nahrávky v češtině; Z 1-7 = proband 1-7

Podobně jako u pacientů s CI někteří zdraví probandi na změny ve zvukových podmínkách nereagují. Hodnoty SA ani SV se v podstatě nemění u probandů 1, 2, 4, 6.

Proband 5 a 7 reagovali na poslech nahrávky v cizím jazyce (4. podmínka) markantním zvýšením hodnot SA i SV. Poslech cizího jazyka měl na oba probandy destabilizující efekt. Na poslech nahrávky v češtině se zaměřením pozornosti (5. podmínka) reagovali probandi 5 a 7 opačně. Došlo u nich k výraznému snížení SA i SV na velmi nízké hodnoty. Poslech češtiny měl stabilizační efekt.

Probandi 3, 5 i 7 reagovali na poslech bílého šumu (3. podmínka) zvýšením SV. SA se při poslechu bílého šumu zvýšila u probanda 3 a 5, zatímco u probanda 7 hodnota SA poklesla.

U probanda 3 byl rovněž zaznamenán při poslechu češtiny nárůst hodnoty SV, ale zároveň pokles hodnoty SA.

5 DISKUZE

5.1 Vestibulární systém, sluchové podněty a rovnováha

Interakcím mezi sluchovým a vestibulárním systémem při řízení postury bylo dosud věnováno poměrně málo pozornosti. Recentní studie Bergeho et al. a Jiamové et al. zachycují zvýšené riziko pádu u jedinců s poruchou sluchu a větší posturální výchylky pacientů s kombinovanou poruchou sluchu a vestibulárního aparátu. (Berge et al. 2019; Jiam et al. 2016)

Zvukové informace se mohou na řízení postury podílet 2 různými způsoby. První je založen na lokalizaci zvuků. Schopnost určit polohu zdroje zvuku se zakládá na netriviální integraci informací a je k ní zapotřebí zaměření pozornosti na prezentovaný zvukový podnět (je částečně pod volní kontrolou). Pokud není na prezentovaný zvukový stimulus zaměřena pozornost, nedojde ke změnám ve stabilometrických parametrech. Soustředěním se na zvuk dochází k 10-30 % zmenšení plochy pohybu COP (*sway area*) a snížení rychlosti posturálních výchylek (*sway velocity*). Gandemer et al. se domnívá, že zmenšení posturálních výchylek mohou navodit především komplexní zvuky, které jsou v prostředí běžnější, než jednoduché tonální zvuky. Stabilizační efekt mají stacionární i pohybuující se zdroje zvuku. (Gandemer et al. 2016; Deviterne et al. 2005; Gandemer et al. 2014)

Ke korovým centřům, která se podílí na zpracování informací nutných pro integraci sluchových podnětů do řízení rovnováhy, patří pravděpodobně horní temporální lalok a oblast zadní inzuly (Oh et al. 2018). S touto funkcí také souvisí neurální okruhy podílející se na zaměření pozornosti a multisenzorická centra, která se podílí na tvorbě tělesného schématu a na orientaci v prostoru. Ta se nachází v parietálním laloku (Purves et al. 2018a).

Druhý mechanismus, jakým sluchové podněty ovlivňují řízení rovnováhy, je nezávislý na schopnosti lokalizace zvukových podnětů a na směřování pozornosti. Zmenšení posturálních výchylek je možné navodit bílým šumem, nebo růžovým šumem. Tyto podněty zmenšují posturální výchylky pokud jsou prezentovány reproduktory, ale i sluchátky (kdy jsou zvuky homogenní a neposkytují žádné informace nutné pro lokalizaci) a to i za předpokladu odvedení pozornosti od zvukového stimulu zadáním dalšího kognitivního úkolu (Ross a Balasubramaniam 2015; Maheu et al.

2019). Neutrální mechanismy podílející se na tomto efektu mohou spočívat v četných spojeních mezi sensorickými systémy v nižších etážích CNS. Vestibulární systém přijímá informace ze sluchového systému na úrovni kochleárních jader (Wigderson et al. 2016). Je možné, že touto cestou jsou informace ze sluchového systému využívány pro modulaci nikdy neustávajících balančních pohybů.

Některé studie ukazují, že velmi tiché prostředí způsobuje zvětšení posturálních výchylek u zdravých a vypnutí sluchové pomůcky zase zhoršení stability u jedinců s poruchou. (Rumalla et al. 2015; Kanegaonkar et al. 2012). Ne všechny studie však toto tvrzení dokládají (Tonini et al. 2019). Rozdíly ve výsledcích studií mohou být způsobeny několika faktory. Prvním z nich je, že integrace sluchových a vestibulárních podnětů je významnější při řízení postury v méně náročných situacích, kdy je dostupné větší množství sensorických informací (Shayman et al. 2018; Kanegaonkar et al. 2012). Pokud je situace náročnější, pak si zdravý systém řízení postury vybírá nejspolehlivější zdroj sensorických informací a proto v těchto situacích zvukové podněty nemusí hrát prakticky žádnou roli (Peterka 2002).

Pro jedince s poruchou rovnováhy jsou sluchové podněty při řízení postury významnější než pro zdravé jedince. Sluch může být využit v rámci kompenzace poruchy funkce některého ze sensorických systémů. Pokud nejsou zvukové podněty k dispozici, pro zdravého jedince to nemusí znamenat výraznou změnu ve stabilitě. Pokud jsou o zvukové podněty připraveni pacienti s poruchou rovnováhy, je změna v rovnováze významnější. (Shayman et al. 2018; Buchman et al. 2004; Mangiore 2012; Maheu et al. 2019)

Trénink balančních schopností u pacientů s poruchou rovnováhy může být účinnější, pokud se neodehrává v tichém prostředí, ale v místě s dostatkem zvukových podnětů. Zvukové podněty lze využít při tréninku pacientů s poruchou některého sensorického systému. Zvuk může představovat další zdroj pro stabilizaci postury a sníží se riziko, že se pacient v rámci adaptace na ztrátu sensorického zdroje bude spoléhat jen na jeden náhradní mechanismus. Příkladem může být pacient s poruchou vestibulárního systému, který se při udržování rovnováhy příliš spoléhá na zrakové podněty. Problém nastává ve chvíli, kdy není zrak k dispozici (například ve tmě). Pacient proto potřebuje dostatek náhradních mechanismů, na které se může spolehnout, aby nebyla jeho rovnováha ohrožena nenadálou změnou dostupných zdrojů sensorických informací. (Herdman a Whitney 2014)

Celosvětově jsou poruchy sluchu velmi časté. Hendikepující poruchu sluchu má až 5% větové populace. S rostoucím věkem prevalence roste a ve věkové skupině nad 40 let má poruchu sluchu až 25% populace. (WHO 2020; 2008)

Při tréninku rovnováhy zejména u starší populace by neměl být opomenut význam sluchových podnětů při řízení postury. Pro jedince s poruchou sluchu je pro rovnováhu zásadní jestli jsou vybaveni sluchovou pomůckou a případně jestli se trénink odehrává v tichém prostředí, nebo v prostředí dostatečně bohatém na zvukové podněty. (Rumalla et al. 2015; Jiam et al. 2016)

Kromě benefitu potenciálního zlepšení balančních schopností představuje vhodná rehabilitace sluchu také snížení rizika rozvoje demence. Porucha sluchu je nejvýznamnější modifikovatelný rizikový faktor pro rozvoj demence. (Livingston et al. 2020; 2017)

Tato fakta apelují především na nutnost poskytnutí vhodných sluchových pomůcek jedincům s poruchou sluchu. V německé epidemiologické studii poruch sluchu upozorňují na nedostatky při indikaci sluchových pomůcek, jejichž význam je často podceňován. (Löhler et al. 2019)

V současné době pravděpodobně nejsou stanoveny žádné postupy rehabilitace poruch rovnováhy s využitím zvukových podnětů. Konkrétní podoba tréninku rovnováhy může spočívat pouze nespecificky v přítomnosti dostatečně bohatého zvukového pozadí v prostředí, kde se trénink odehrává. Při využití komplexních zvuků, které nemají žádnou konkrétní informační hodnotu je možné snížit velikost posturálních výhylek pacientů s poruchou rovnováhy (Maheu et al. 2019).

Další varianta je využití zvukových stimulů při orientaci v prostoru. Například chůzí směrem ke zdroji zvuku s vyloučením zraku, nebo využití zvuku při orientaci postury směrem k cíli, kam je třeba hodit míč, nebo odkud míč přiletí. Takovýto trénink využívá soustředění a volního úsilí směřujícího k lokalizaci zvukových podnětů. Úspěšnost takovéto intervence bude pravděpodobně závislá na tom, jestli jsou zvukové podněty využívány pouze jako vodítko k lokalizaci zdroje zvuku, ale nejsou zdrojem dalších informací, které by odváděly pozornost od motorického úkolu. Dosud proběhlé studie neodpovídají na otázku, jestli kognitivní zpracování informací v návaznosti na informační obsah zvuku interferují se schopností stabilizovat posturu pomocí zvuku. (Gandemer et al. 2016)

5.1.1 Další směřování výzkumu

Navrhované terapeutické postupy jsou čistě hypotetické. Stanovení efektivních postupů při využití zvukových stimulů v rehabilitaci poruch rovnováhy je otázkou dalších prací na toto téma. Základní data ukazující vliv zvuku na funkci vestibulárního systému a širěji na balanční schopnosti dosud nejsou jednotná ve svých výsledcích. Studií je zatím poměrně málo a jejich metodika se výrazně liší, což znesnadňuje učinění jednoznačných závěrů. (Lubetzky et al. 2020)

Rozsáhlejší studie a metaanalýzy ukazují jednoznačnou vazbu mezi rovnováhou, poruchou sluchu a kvalitou funkce vestibulárního systému (Jiam et al. 2016; Berge et al. 2019). V současné době není přesně známa velikost efektu zvukových podnětů na řízení rovnováhy. Proto dalším zásadním krokem ve výzkumu bude určení za jakých podmínek a pomocí jakých podnětů lze dosáhnout nejoptimálnějšího účinku zvuku na rovnováhu.

Audiostimulace byla dosud využívána v široké škále experimentálních intervencí. Ve vztahu k rovnováze a postuře mají nejbližší intervence zaměřené na redukci spastické kokontrakce po centrální mozkové příhodě. Rytmické a hudební zvuky se ukázaly jako jedna z možností zmírnění spasticity a zvýšení rychlosti pohybu postižené dolní končetiny při chůzi. Není však jasné, jak efektivní tyto intervence jsou a jestli jejich efekt přetrvává i po skončení audiostimulace. (Van Criekeing et al. 2019)

Velmi blízko má k audiostimulaci audio-biofeedback, který je v současné době experimentálně využíván v rehabilitaci poruch rovnováhy různé etiologie. V tomto případě je využívána změna intenzity zvuku nebo výšky tónu při vychýlení těžiště ze střední pozice. (Costantini et al. 2018; Fleszar et al. 2019; Dozza et al. 2005)

5.2 Diskuze k výsledkům měření

5.2.1 *Vliv kochleární implantace na rovnováhu*

Krátce po implantaci má řada pacientů s CI závratě (Kluenter et al. 2009). V této práci byl zaznamenán statisticky významný nárůst rychlosti posturálních výchylek po implantaci. Vyšší hodnoty rychlosti posturálních výchylek byly zaznamenány i později po operaci, ale již nedosahovaly statistické významnosti. Výsledky stabilometrie nebyly ani více než 3 měsíce po operaci stejné jako před ní. Tyto změny z dlouhodobého hlediska nutně neznamenají klinicky významné zhoršení stability. Kochleární implantace je ve většině případů dobře tolerována a závratí popisované pacienty jsou většinou subjektivně dobře snášeny. (Ibrahim et al. 2017)

Kochleární implantace na operované straně může přivodit poruchu vestibulárního aparátu. Vzniklá hypofunkce vestibulárního aparátu může paradoxně kompenzovat vestibulární poruchu, pokud je aparát na implantované straně funkčně silnější. (Buchman et al. 2004)

Kvalitu průběhu kompenzace poruchy vestibulárního aparátu po implantaci ukazují minimální rozdíly v rychlosti a velikosti posturálních výchylek pokud měli pacienti s CI k dispozici zrakové podněty a spolehlivé informace z receptorů dolních končetin. Porucha způsobená operací byla na stabilometrii patrná až v podmínkách, kdy se pacienti museli řídit především informacemi poskytovanými vestibulárním aparátem (ve stoje na měkké podložce).

Zajímavé je, že významné bylo po operaci zvýšení SV, zatímco průměrné hodnoty SA se sice pooperačně lišily, ale ne statisticky významně. Pacienti měli po operaci tendenci pohybovat působišťem reakční síly rychleji, ale na podobné ploše jako před operací. Tento rozdíl lze vysvětlit potřebou provedení většího počtu korekčních pohybů, které kompenzují posturální výchylky.

Předešlé studie zachycují vývoj stabilometrických parametrů po kochleární implantaci většinou s delším odstupem. Buchman et al. ukazuje mírné zhoršení stability pacientů s CI ještě 4 měsíce po implantaci. Během 1 roku se stabilita vrací na původní úroveň a s delším odstupem se dále zlepšuje. (Buchman et al. 2004)

Výsledky této práce jsou ve shodě s předchozími studiemi a potvrzují krátkodobé zhoršení stability u pacientů s kochleárním implantátem následované postupnou úpravou stavu. (Buchman et al. 2004; Kluenter et al. 2009; Ištuková 2019)

5.2.2 *Audiostimulace pacientů s CI*

Rozdíly v rychlosti a velikosti posturálních výchylek u pacientů s CI za různých zvukových podmínek v porovnání s výchozí podmínkou (stoj na měkké podložce se zavřenými očima) nedosáhly statistické významnosti. Nejvýrazněji byla ovlivněna velikost posturálních výchylek poslechem bílého šumu, kdy se zvýšila hodnota SA u 3 pacientů z 5. Rychlost posturálních výchylek se při poslechu bílého šumu oproti výchozí podmínce zvýšila u 2 pacientů z 5, ale u jednoho výrazně poklesla. Dat ve vzorku je příliš málo, aby mohl být učiněn jednoznačný závěr. V případě 2 probandů byl bílý šum destabilizující (zvýšilo se SA i SV). 2 probandy poslech zvuku žádným způsobem neovlivnil.

Bílý šum měl v řadě předchozích studií stabilizující efekt na zdravé probandy (Ross a Balasubramaniam 2015; Lubetzky et al. 2020). Snížení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu bylo zachyceno i u pacientů s CI (Mangiore 2012; Shayman et al. 2018).

Výsledky této práce naznačují, že bílý šum nemusí mít na všechny probandy stabilizující efekt. Zajímavý je pokles rychlosti posturálních výchylek u probanda 5 za všech podmínek, kdy pacient poslouchal zvukové podněty (3., 4. a 5. podmínka). Tento pacient má ve výchozí podmínce nejvyšší hodnoty SV ze všech probandů. Zvukové podněty u probanda 5 také mírně zvýšili hodnoty SA. Pacient měl při poslechu zvuku tendenci pohybovat COP pomaleji na větší ploše, změnil balanční strategii a nemusel využívat krátkých rychlých pohybů COP, které jsou asociovány s menší jistotou ve stabilitu stoje (Staab a Shepard 2014). Tento efekt je konzistentní s předchozími studii, které ukazují, že pro probandy s horší rovnováhou jsou zvukové podněty důležitější, než pro probandy s dobrou stabilitou. (Maheu et al. 2019)

Destabilizující efekt odpojení vestibulárního aparátu v prezentovaném vzorku dat zachycen nebyl. Tento výsledek je v rozporu se závěry předchozích studií, které ukazují zvětšení posturálních výchylek při vypnutí CI (Shayman et al. 2018; Buchman et al. 2004). Tento rozpor může být vyvolán nedostatečným množstvím shromážděných dat, ale také příliš krátkou dobou od aktivace CI u probandů měřených v této práci. Destabilizující efekt odpojení implantátu se dle Shaymana et al. objevuje u pacientů, kteří implantát používají více než tři měsíce. Buchman et al. zachycuje postupně narůstající rozdíly mezi stabilitou při zapnutí CI a při jeho vypnutí. Rozdíly nabírají na statistické významnosti až 4 měsíce po implantaci. Využití sluchových podnětů pro

řízení rovnováhy se pacienti po operaci postupně implicitně učí. (Buchman et al. 2004; Shayman et al. 2018)

Tato práce nezachycuje jednoznačný efekt poslechu mluvených nahrávek na rovnováhu. Nahrávka v cizím jazyce i v češtině způsobila zvětšení posturálních výchylek u probanda 1.

Jen na jednoho probanda měl poslech zvukových podnětů stabilizující efekt. Ostatní probandi na mluvené nahrávky výrazně nereagovali. Celkově se při poslechu obou mluvených nahrávek snížila průměrná rychlost posturálních výchylek a zvýšila jejich průměrná velikost. Tyto rozdíly nejsou statisticky významné i když mohou naznačovat změnu balanční strategie při poslechu mluvených nahrávek. Tento efekt však není konstantní, jednotliví probandi reagují na zvukové podněty diametrálně odlišně.

Předchozí studie na zdravých probandech ukazují závislost stabilizačního efektu některých zvuků na zaměření pozornosti vůči stimulu (Gandemer et al. 2016; Deviterne et al. 2005).

Tonini et al. u pacientů s kochleárním implantátem měřila výdrž ve stoje na měkké podložce při pohybu hlavou při různých zvukových podmínkách včetně nahrávky v cizím a rodném jazyce. Výsledkem studie bylo snížení počtu pohybů hlavou, které pacienti dokázali provést při poslechu rodného i cizího jazyka. Tato práce i výsledky Tonini et al. jsou měřeny za balančně poměrně náročných podmínek (stoj na měkké podložce a zavřené oči). Pacienti s kochleárním implantátem mají porušený sluchový i vestibulární aparát. Je možné že pacienti s CI nemají plně k dispozici kompenzační mechanismy nutné v posturálně náročnějších situacích. Proto Tonini et al. i výsledky této práce naznačují tendenci zvukových podnětů destabilizovat pacienty s CI. (Tonini et al. 2019)

Náročnost posturálního úkolu může být zavádějícím faktorem. Vhodným navazujícím experimentem by bylo zaznamenání posturálních výchylek ve stoji na pevné podložce a také s otevřenýma očima. Je možné že přístup s vyloučením ostatních sensorických stimulů není efektivní při zaznamenání reakcí na různé zvukové podněty.

5.2.3 *Audiostimulace zdravých probandů*

Zdraví probandi v této práci reagovali na zvukové podněty odlišně od pacientů s CI. Rozdíly v průměrné rychlosti posturálních výchylek dosáhly u zdravých probandů

statistické významnosti mezi podmínkou s vyloučením zvukových podnětů a při poslechu bílého šumu (2. a 3. podmínka). Průměrná rychlost posturálních výchylek byla při poslechu bílého šumu nejvyšší ze všech podmínek. Velikost posturálních výchylek se při poslechu bílého šumu výrazně nezměnila. Výsledek naznačuje nutnost četnějších posturálních korekcí bez toho aby byla ovlivněna velikost posturálních výchylek.

Výsledky jsou v rozporu s předchozími studiemi, které naznačují zmenšení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu (Ross a Balasubramaniam 2015; Stevens et al. 2017; Lubetzky et al. 2020).

Stevens et al. zaznamenal významné zmenšení posturálních výchylek zdravých probandů při poslechu bílého šumu, ale jen ve stoje na pevné podložce s vyloučením zraku. Ve stoje na měkké podložce nebyl významný rozdíl v rychlosti pohybu COP skupiny probandů. (Stevens et al. 2017)

Ross a Balasubramaniam zaznamenali snížení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu jen ve stoje na pevné podložce (Ross a Balasubramaniam 2015).

Snížení stability zdravých probandů mohlo být způsobeno zvolenými podmínkami v této práci. Bílý šum zřejmě v situaci, kdy nejsou k dispozici zrakové podněty ani spolehlivé informace z receptorů nohou, narušuje rovnováhu.

Vyloučení zvukových podnětů ve 2. podmínce způsobilo výrazný pokles průměrné rychlosti posturálních výchylek. Všichni zdraví probandi v této podmínce pohybovali COP pomaleji než za ostatních podmínek. Zaznamenán byl také pokles průměrné velikosti posturálních výchylek při vyloučení zvukových podnětů. Pro zdravé probandy v této práci vyloučení zvukových podnětů zřejmě vedlo k převážení významu sensorických informací pro řízení rovnováhy (Peterka 2002). Vestibulární aparát všech probandů byl zdravý. Probandi stáli na měkké podložce a měli zavřené oči, takže využili nejspolehlivější zdroj informací. Výsledná balanční strategie zahrnuje pomalejší pohyby COP na menší ploše, než když jsou k dispozici zvukové podněty. Tento výsledek je ve shodě s předešlou podobnou studií. (Kanegaonkar et al. 2012)

Při poslechu nahrávky v cizím jazyce byl zaznamenán nárůst průměrné rychlosti i velikosti posturálních výchylek. Nahrávka v cizím jazyce měla podobný efekt na posturu jako bílý šum s mírnou tendencí k destabilizaci postury daný kombinací dostupných sensorických informací. Poslech nahrávky v češtině působil u zdravých probandů nevýznamné snížení průměrné velikosti posturálních výchylek, ale nevedl ke změně jejich rychlosti. Výsledný stabilizační efekt nedosahuje statistické významnosti. Výsledky jsou konzistentní s ostatními výzkumy na toto téma. Omezený

efekt poslední podmínky může být způsoben využitím pouze jednoho zdroje zvuku a stacionárního zvukového stimulu. Pohybující se zvuky z více zdrojů zřejmě vyvolávají významnější změny ve stabilometrických parametrech. (Gandemer et al. 2014; Deviterne et al. 2005; Gandemer et al. 2016)

5.2.4 Limitace práce

Hlavní limitací této práce je nízký počet probandů. Současná epidemiologická situace neumožnila získání většího množství dat. Kochleární implantace je vysoce selektivní výkon. Množství provedených implantací bylo během roku 2020 na Klinice otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku 1.LF UK a FN v Motole zhruba 10. Přitom běžně je ročně provedeno 30 implantací (Bouček et al. 2017). Malé množství získaných dat znamená, že je obtížné zachytit významnost různých pozorování a určit, jestli se jedná o náhodnou odchylku, nebo o skutečný příčinný vztah.

Navýšení počtu probandů zdvojením některých vzorků dat se ukazuje, že změny SA při audiostimulaci dosahují statistické významnosti již při přidání 2 virtuálních probandů. Lze tedy usuzovat, že pokud by přibyli 2 probandi jejichž výsledky by výrazně nezměnili polohu průměrných hodnot, pak je možné, že by efekt nabral na statistické významnosti.

Nedostatek experimentálních dat také znemožnil zachytit efekt audiostimulace na pacienty s bilaterálním CI (nebo s možností bimodálního slyšení) a na pacienty s jednostranným CI. Probandů bylo příliš málo aby mohly být dále rozčleněny do podskupin.

Další limitací práce je nemožnost porovnat data zdravých probandů a pacientů s CI. Nepodařilo se vytvořit páry probandů zdravých a pacientů s CI, skupiny se od sebe liší jak rozložením pohlaví, tak průměrným věkem. Proto musely být provedeny 2 zcela oddělené analýzy, které není možné porovnat kvantitativně.

5.2.5 Shrnutí

Efekt audiostimulace na pacienty s CI neukázal významné změny ve stabilometrických parametrech napříč různými podmínkami. Sledování změn v parametrech bylo u pacientů komplikováno velkými interindividuálními odlišnostmi v reakcích na zvukové podněty. Velké rozdíly ve výsledcích naznačují existenci řady dalších v tomto experimentu neuvažovaných faktorů, které u pacientů ovlivňují integraci zvukových podnětů. Může se jednat o rozdíly v efektu unimodálních

a bimodálních zvukových podnětů. Někteří z našich probandů neměli k dispozici bimodální slyšení, což mohlo výsledky ovlivnit.

Výsledky měření zdravých probandů jsou konzistentnější s výsledky podobných studií. Kontroverzní je zvýšení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu. Tento efekt byl v omezené míře pozorován i u pacientů s CI a je zřejmě dán kontextem audiostimulace s ostatními sensorickými podmínkami, ve kterých byla stabilometrie provedena.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo shrnutí poznatků o interakci sluchových podnětů a řízení rovnováhy. Závěry teoretické části práce ukazují, jaký vliv mají sluchové podněty na rovnováhu. Dosud byl zkoumán efekt širokopásmového šumu (bílého a růžového), který má dle většiny dostupných zdrojů tendenci zmenšovat velikosti posturálních výchylek. Tento efekt je nezávislý na pozornosti a na schopnosti lokalizovat zvukové podněty. (Mangiore 2012; Maheu et al. 2019; Shayman et al. 2018; Ross a Balasubramaniam 2015; Stevens et al. 2017)

Méně prozkoumaný je vliv komplexních zvukových podnětů na stabilitu. Některé práce naznačují, že schopnost lokalizace zvukových podnětů umožňuje využít pozici zdroje zvuku jako referenční bod pro řízení rovnováhy. Tato schopnost je částečně pod volní kontrolou a snížení posturálních výchylek se dostavuje jen při zaměření pozornosti na zvukový stimulus. (Deviterne et al. 2005; Gandemer et al. 2014; 2016; Lubetzky et al. 2020)

Zvukové podněty jsou do řízení postury integrovány stejně jako ostatní senzorycké modalita. Větší váhu zvukové informace nabývají při zamezení zrakové fixace a při pomalých pohybech hlavy. Významnější jsou zvukové podněty při řízení rovnováhy u pacientů s poruchou rovnováhy, ale také u jedinců s poruchou sluchu. (Maheu et al. 2017; 2019; Rumalla et al. 2015; Jiam et al. 2016; Berge et al. 2019; Shayman et al. 2020)

Pacienti po kochleární implantaci mají tendenci ke zvětšení posturálních výchylek při vypnutí CI. Naopak zvukové podněty u nich vedou ke zlepšení stability. (Shayman et al. 2018; Mangiore 2012; Buchman et al. 2004)

Získávání informací o působení sluchových podnětů na rovnováhu je u pacientů s kochleárním implantátem komplikováno častým rozvojem poruchy vestibulárního aparátu po implantaci a dlouhodobým mírným zhoršením rovnováhy, které je plně kompenzováno až 1 rok po operaci. U pacientů s CI je zaznamenána snížená stabilita stoje v porovnání se zdravou populací již předoperačně, což odpovídá výsledkům měření stability jedinců s poruchou sluchu. (Ibrahim et al. 2017; Buchman et al. 2004; Klunter et al. 2009; Jiam et al. 2016)

Data prezentovaná v této práci jsou ve shodě s předešlými studiemi z hlediska důsledků kochleární implantace pro stabilitu stoje. Skupina pacientů, která se účastnila

opakovaného stabilometrického měření vykazovala 1 den po operaci statisticky významně větší průměrné hodnoty SV za podmínek ve stoje na měkké podložce. Ve všech ostatních měřeních s většími odstupy od operace byly sice průměrné hodnoty SV větší, než předoperačně, ale změny již nedosahovaly statistické významnosti oproti výchozímu stavu před implantací. Průměrné hodnoty SA se statisticky významně nezměnily.

Audiostimulace u pacientů s CI i u zdravých probandů ukazuje zvětšení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu. Rozdíly v průměrných hodnotách u pacientů s CI nedosahují statistické významnosti. U zdravých probandů je statisticky významné zvýšení průměrných hodnot SV při poslechu bílého šumu v porovnání s podmínkou, kdy byly vyloučeny sluchové podněty nasazením sluchátek. Tyto výsledky jsou v rozporu s předchozími studiemi, které ukazují snížení posturálních výchylek při poslechu bílého šumu u pacientů s CI i u zdravých probandů. (Ross a Balasubramaniam 2015; Stevens et al. 2017; Mangiore 2012; Shayman et al. 2018)

Účinky audiostimulace na pacienty s CI byly interindividuálně velmi odlišné. Část pacientů na změny ve zvukových podmínkách prakticky nereagovala. Pro jednoho probanda byl poslech různých zvukových podnětů destabilizující a u jednoho probanda vedl ke snížení posturálních výchylek.

Odpojení kochleárního implantátu mělo destabilizující účinek jen na jednoho probanda. Tento výsledek naznačuje, že jen část pacientů s CI využívá v době 3 měsíce po operaci sluchové podněty ke stabilizaci stoje. Tento výsledek je ve shodě s předchozími studiemi, která sledovala vývoj rovnováhy pacientů s CI longitudinálně po implantaci. (Buchman et al. 2004)

Vyloučení sluchových podnětů u zdravých probandů ve stoje na měkké podložce se zavřenými očima mělo za následek snížení průměrných hodnot SV i SA. Rozdíl nebyl statisticky významný oproti výchozí podmínce a je ve shodě s předchozí podobnou studií. (Kanegaonkar et al. 2012)

Pacienti s kochleárním implantátem měli při poslechu mluvených nahrávek tendenci ke snížení rychlosti posturálních výchylek, ale zvětšení jejich velikosti. Zdraví probandi měli při poslechu nahrávky v cizím jazyce tendenci ke zvětšení rychlosti i velikosti posturálních výchylek. Při poslechu češtiny měli tendenci ke zmenšení velikosti posturálních výchylek.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALESSANDRINI, Marco, Roberto LANCIANI, Ernesto BRUNO, Bianca NAPOLITANO a Stefano Di GIROLAMO, 2006. Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. **263**, 248–252. Doi:10.1007/s00405-005-0965-7

BARMACK, Neal H., 2016. Vestibular Nuclei and Their Cerebellar Connections. In: Donna GRUOL, Koibuchi NORIYUKI, Mario MANTO, Marco MOLINARI, Shen YING a Jeremy D. SCHMAHMANN *Essential of Cerebellum and Cerebellar Disorders*. 1st ed. Switzerland: Springer International Publishing. ISBN 978-3-319-24549-2.

BATES, Douglas, John CHAMBERS, Peter DALGAARD, et al., 2021. *R: A Language and environment for statistical computing*. R, S, C, C++, Fortran. B.m.: The R Project for Statistical Computing.

BERGE, Jan Erik, Stein Helge Glad NORDAHL, Hans Jørgen AARSTAD a Frederik Kragerud GOPLEN, 2019. Hearing as an Independent Predictor of Postural Balance in 1075 Patients Evaluated for Dizziness. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*. **161**(3), 478–484. ISSN 0194-5998, 1097-6817. Doi:10.1177/0194599819844961

BOUČEK, Jan, Jan KLUH, Zdeněk ČADA, Jan VOKŘÁL, Libor ČERNÝ, Tomáš TICHÝ, Jiří SKŘIVAN, Jan BETKA a Jan PLZÁK, 2017. 30 let kochleárních implantací v České republice. *Časopis lékařů českých*. **156**(4), 178–182.

BREY, Robert H., George W. M. D. FACER, Mary Beth M. S. TRINE, Susan G. M. A. LYNN, Anna Mary M. A. PETERSON a Vera J. SUMAN, 1995. Vestibular Effects Associated With Implantation of a Multiple Channel Cochlear Prosthesis. *Journal of Otology*. **16**(4), 424–430. ISSN 0192-9763.

BUCHMAN, Craig A., Jennifer JOY, Annelle HODGES, Fred F. TELISCHI a Thomas J. BALKANY, 2004. Vestibular Effects of Cochlear Implantation. *The Laryngoscope*. **114**(S103), 1–22. ISSN 0023852X. Doi:10.1097/00005537-200410001-00001

COHEN, Helen S., 2019. A review on screening tests for vestibular disorders. *Journal of Neurophysiology*. **122**(1), 81–92. ISSN 0022-3077, 1522-1598. Doi:10.1152/jn.00819.2018

COHEN, Helen S., Ajitkumar P. MULAVARA, Brian T. PETERS, Haleh SANGI-HAGHPEYKAR a Jacob J. BLOOMBERG, 2014. Standing balance tests for screening people with vestibular impairments. *The Laryngoscope*. **124**(2), 545–550. ISSN 1531-4995.

COLEBATCH, J. G., G. M. HALMAGYI a N. F. SKUSE, 1994. Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. **57**(2), 190–197. ISSN 0022-3050, 1468-330X.

COSTANTINI, Giovanni, Daniele CASALI, Fabio PAOLIZZO, Marco ALESSANDRINI, Alessandro MICARELLI, Andrea VIZIANO a Giovanni SAGGIO,

2018. Towards the enhancement of body standing balance recovery by means of a wireless audio-biofeedback system. *Medical Engineering & Physics*. **54**, 74–81. ISSN 13504533.

ČAKRT, Ondřej, 2017. *Rehabilitace pacientů s poruchami vestibulárního aparátu a mozečku*. Praha. habilitační práce. Karlova - 2. lékařská fakulta.

ČIHÁK, Radomír, 1997. *Anatomie*. Praha: Grada. ISBN 80-7169-140-2.

DEVITERNE, Dominique, Gérome C. GAUCHARD, Mallauray JAMET, Guy VANÇON a Philippe P. PERRIN, 2005. Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. *Brain Research Bulletin*. **64**(6), 487–492. ISSN 03619230.

DOZZA, Marco, Lorenzo CHIARI a Fay B. HORAK, 2005. Audio-Biofeedback Improves Balance in Patients With Bilateral Vestibular Loss. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. **86**(7), 1401–1403. ISSN 00039993.

FAN-GANG ZENG, S. REBSCHER, W. HARRISON, XIAOAN SUN, a HAIHONG FENG, 2008. Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. **1**, 115–142. ISSN 1937-3333, 1941-1189.

FLESZAR, Zofia, Sabato MELLONE, Martin GIESE, Carlo TACCONI, Clemens BECKER, Ludger SCHÖLS, Matthis SYNOFZIK a Winfried ILG, 2019. Real-time use of audio-biofeedback can improve postural sway in patients with degenerative ataxia. *Annals of Clinical and Translational Neurology*. **6**(2), 285–294. ISSN 2328-9503.

GANDEMER, Lennie, Gaëtan PARSEIHIAN, Christophe BOURDIN a Richard KRONLAND-MARTINET, 2016. Sound and Posture: an Overview of Recent Findings. In: *Computer Music and Multidisciplinary Research (CMMR)*. s. 18.

GANDEMER, Lennie, Gaëtan PARSEIHIAN, Richard KRONLAND-MARTINET a Christophe BOURDIN, 2014. The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Experimental Brain Research*. **232**(12), 3813–3820. ISSN 0014-4819, 1432-1106.

GHEYSEN, F., G. LOOTS a H. VAN WAELVELDE, 2008. Motor Development of Deaf Children With and Without Cochlear Implants. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*. **13**(2), 215–224. ISSN 1081-4159, 1465-7325.

HAIN, Timothy C., Janet HELMINSKI a Michael C. SCHUBERT, 2014. Fundamentals of Function. In: HERDMAN SUSAN a CLENDANIEL RICHARD *Vestibular rehabilitation*. Fourth Edition. Philadelphia: F.A. Davis Company, Contemporary Perspectives in Rehabilitation. ISBN 9780803639706

HERDMAN, Susan a Susan WHITNEY, 2014. Physical Therapy Treatment of Vestibular Hypofunction. In: HERDMAN SUSAN a CLENDANIEL RICHARD *Vestibular rehabilitation*. Fourth Edition. Philadelphia: F.A. Davis Company, Contemporary Perspectives in Rehabilitation. ISBN 9780803639706

IBRAHIM, Iman, Sabrina Daniela DA SILVA, Bernard SEGAL a Anthony ZEITOUNI, 2017. Effect of cochlear implant surgery on vestibular function: meta-analysis study. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*. **46**(1), 44. ISSN 1916-0216.

IŠTOKOVÁ, Lucie, 2019. *Vliv kochleárního implantátu na vestibulární funkce u dospělých pacientů*. Praha. Diplomová práce. Univerzita Karlova.

JIAM, Nicole Tin-Lok, Carol LI a Yuri AGRAWAL, 2016. Hearing loss and falls: A systematic review and meta-analysis: Systematic Review on Hearing Loss and Falls. *The Laryngoscope*. **126**(11), 2587–2596. ISSN 0023852X.

KANEGAONKAR, R G, K AMIN a M CLARKE, 2012. The contribution of hearing to normal balance. *The Journal of Laryngology & Otology*. **126**(10), 984–988. ISSN 0022-2151, 1748-5460.

KATSIARI, Eirini, Dimitrios G. BALATSOURAS, John SENGAS, Maria RIGA, George S. KORRES a John XENELIS, 2013. Influence of cochlear implantation on the vestibular function. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. **270**(2), 489–495. ISSN 0937-4477, 1434-4726.

KLADIVO, Petr, UNIVERZITA PALACKÉHO, a PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA, 2013. *Základy statistiky*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3841-2.

KLUENTER, Heinz-Dieter, Ruth LANG-ROTH a Orlando GUNTINAS-LICHIUS, 2009. Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. **266**(10), 1521–1525. ISSN 0937-4477, 1434-4726.

KVAM, M. H., M. LOEB a K. TAMBS, 2006. Mental Health in Deaf Adults: Symptoms of Anxiety and Depression Among Hearing and Deaf Individuals. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*. **12**(1), 1–7. ISSN 1081-4159, 1465-7325.

LENTH, Russell V., Paul BUERKNER, Maxime HERVE, Jonathon LOVE, Hannes RIEBL a Henrik SINGMANN, 2020. *emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means [R package]*.

LICAMELI, Greg, Guangwei ZHOU a Margaret A. KENNA, 2009. Disturbance of vestibular function attributable to cochlear implantation in children. *The Laryngoscope* **119**(4), 740–745. ISSN 1531-4995.

LIVINGSTON, Gill, Jonathan HUNTLEY, Andrew SOMMERLAD, et al., 2020. Dementia prevention, intervention, and care: 2020 report of the Lancet Commission. *The Lancet*. **396**(10248), 413–446. ISSN 01406736.

LIVINGSTON, Gill, Andrew SOMMERLAD, Vasiliki ORGETA, Sergi G COSTAFREDA, et al., 2017. Dementia prevention, intervention, and care. *The Lancet* . **390**(10113), 2673–2734. ISSN 01406736.

LÖHLER, Jan, Leif Erik WALTHER, Fynn HANSEN, et al., 2019. The prevalence of hearing loss and use of hearing aids among adults in Germany: a systematic review.

- European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. **276**(4), 945–956. ISSN 0937-4477, 1434-4726.
- LOMBER, Stephen G a Shveta MALHOTRA, 2008. Double dissociation of „what" and „where" processing in auditory cortex. *Nature Neuroscience*. **11**(5), 609–616. ISSN 1097-6256, 1546-1726.
- LOUZA, Julia, Caspar Leon KLAPPERT, Georg LEDDEROSE, Robert GÜRKOV a Eike KRAUSE, 2018. Cochlear Implant Surgery and the Risk of Falls in an Adult Population. *Otology & Neurotology*. **39**(2), e74–e79.
- LOVE, Jonathon, Damian DROPMANN, Ravi SELKER, Marcello GALLUCCI, Sebastian JENTSCHKE a Serdar BALCI, 2021. *Jamovi*. JavaScript, Python, CSS, C++, HTML, Less. The Jamovi project.
- LUBETZKY, Anat V., Marta GOSPODAREK, Liraz ARIE, Jennifer KELLY, Agnieszka ROGINSKA a Maura COSETTI, 2020. Auditory Input and Postural Control in Adults: A Narrative Review. *JAMA Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. **146**(5), 480. ISSN 2168-6181.
- MAHEU, M., L. BEHTANI, M. NOORISTANI, et al., 2019. Vestibular Function Modulates the Benefit of Hearing Aids in People With Hearing Loss During Static Postural Control: *Ear and Hearing*. **40**(6), 1418–1424. ISSN 0196-0202.
- MAHEU, Maxime, Andréanne SHARP, Sara PAGÉ a François CHAMPOUX, 2017. Congenital Deafness Alters Sensory Weighting for Postural Control: *Ear and Hearing*. **38**(6), 767–770. ISSN 0196-0202.
- MAINENTI, Míriam Raquel Meira, Líliam Fernandes DE OLIVEIRA, Marco Antonio DE MELO TAVARES DE LIMA a Jurandir NADAL, 2007. Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Experimental brain research*. **181**(2), 229–236. ISSN 0014-4819.
- MALMIERCA, Manuel S., Trygve B. LEERGAARD, Victoria M. BAJO, Jan G. BJAALIE a Miguel A. MERCHÁN, 1998. Anatomic Evidence of a Three-Dimensional Mosaic Pattern of Tonotopic Organization in the Ventral Complex of the Lateral Lemniscus in Cat. *The Journal of Neuroscience*. **18**(24), 10603–10618. ISSN 0270-6474, 1529-2401.
- MANGIORE, Rachael Jeanette, 2012. The effect of an external auditory stimulus on postural stability of participants with cochlear implants. *Independent Studies and Capstones*. 47.
- MASSION, Jean, Alexei ALEXANDROV a Alexander FROLOV, 2004. Why and how are posture and movement coordinated? In: *Progress in Brain Research*. B.m.: Elsevier, s. 13–27 ISBN 978-0-444-51389-2.
- MEREDITH, M. A. a B. E. STEIN, 1986. Visual, auditory, and somatosensory convergence on cells in superior colliculus results in multisensory integration. *Journal of Neurophysiology*. **56**(3), 640–662. ISSN 0022-3077, 1522-1598.

- MIALL, R.C. a D. M. WOLPERT, 1996. Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Networks*. **9**(8), 1265–1279.
- MÜLLER, Fabiola a Ronan O’RAHILLY, 2011. The Initial Appearance of the Cranial Nerves and Related Neuronal Migration in Staged Human Embryos. *Cells Tissues Organs*. **193**(4), 215–238. ISSN 1422-6405.
- NETTER, Frank, 2016. *Netterův anatomický atlas člověka*. Přel. Marcela BEZDIČKOVÁ a Hana CHLEBEČKOVÁ. Brno: CPress. ISBN 978-80-264-1176-5.
- NIDCD, 2017. Cochlear Implants. *Bethesda: National Institutes of Health* [online]. Dostupné z: <https://www.nidcd.nih.gov/health/cochlear-implants>
- NOVÁK, Jaroslav a Vladimíra KALNICKÁ, 2008. Šetření zdravotně postižených osob zaplnilo další bílé místo na mapě české statistiky. *Statistika*. (6), 541–552.
- OH, Sun-Young, Rainer BOEGLE, Matthias ERTL, Thomas STEPHAN a Marianne DIETERICH, 2018. Multisensory vestibular, vestibular-auditory, and auditory network effects revealed by parametric sound pressure stimulation. *NeuroImage*. **176**, 354–363. ISSN 10538119.
- PECKA, Michael, Ida SIVEKE, Benedikt GROTHE a Nicholas A. LESICA, 2010. Enhancement of ITD Coding Within the Initial Stages of the Auditory Pathway. *Journal of Neurophysiology*. **103**(1), 38–46. ISSN 0022-3077, 1522-1598.
- PETERKA, R. J., 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*. **88**(3), 1097–1118. ISSN 0022-3077, 1522-1598.
- PICKLES, James O., 2015. Auditory pathways. In: *Handbook of Clinical Neurology*. B.m.: Elsevier, s. 3–25. ISBN 978-0-444-62630-1.
- PISONI, David B., William G. KRONENBERGER, Michael S. HARRIS a Aaron C. MOBERLY, 2017. Three challenges for future research on cochlear implants. *World Journal of Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery*. **3**(4), 240–254. ISSN 20958811.
- PURVES, Dale, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed., 2018a. Cognitive Functions and the Organization of the Cerebral Cortex. In: Dale PURVES, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed. *Neuroscience*. Sixth edition. USA: Oxford University Press, s. 627–642. ISBN 978-1-60535-380-7.
- PURVES, Dale, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed., 2018b. The Auditory System. In: Dale PURVES, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, William HALL, et al., ed. *Neuroscience*. Sixth edition. USA: Oxford University Press. ISBN 978-1-60535-380-7.
- PURVES, Dale, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed., 2018c. The Vestibular System. In: Dale PURVES, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed. *Neuroscience*. Sixth edition. USA: Oxford University Press. ISBN 978-1-60535-380-7.

- PURVES, Dale, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed., 2018d. Upper Motor Neuron Control of the Brainstem and Spinal Cord. In: Dale PURVES, George AUGUSTINE, David FITZPATRICK, et al., ed. *Neuroscience*. Sixth edition. USA: Oxford University Press. ISBN 978-1-60535-380-7.
- ROSS, Jessica Marie a Ramesh BALASUBRAMANIAM, 2015. Auditory white noise reduces postural fluctuations even in the absence of vision. *Experimental Brain Research*. **233**(8), 2357–2363. ISSN 0014-4819.
- RUMALLA, Kavelin, Adham M. KARIM a Timothy E. HULLAR, 2015. The effect of hearing aids on postural stability. *The Laryngoscope*. **125**(3), 720–723. ISSN 1531-4995.
- SHAYMAN, Corey S., Martina MANCINI, Tyler S. WEAVER, Laurie A. KING a Timothy E. HULLAR, 2018. The contribution of cochlear implants to postural stability. *The Laryngoscope*. **128**(7), 1676–1680. ISSN 1531-4995.
- SHAYMAN, Corey S., Robert J. PETERKA, Frederick J. GALLUN, et al., 2020. Frequency-dependent integration of auditory and vestibular cues for self-motion perception. *Journal of Neurophysiology*. **123**(3), 936–944. ISSN 0022-3077, 1522-1598.
- SHUMWAY-COOK, Anne a Marjorie H. WOOLLACOTT, 2017. Physiology of Motor Control. In: *Motor Control - Translating Research into Clinical Practice*. B.m.: Wolters Kluwer, s. 149–232. ISBN ISBN 978-1-4963-0263-2.
- SIEDLECKA, Bozena, SOBERA, MALGORZATA, et al., 2015. The influence of sounds on posture control. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. **17**(3).
- SINGMANN, Henrik, Ben BOLKER, Jake WESTFALL, et al., 2018. *afex: Analysis of Factorial Experiments [R package]*.
- SMITH, Paul F., 2012. Interactions between the vestibular nucleus and the dorsal cochlear nucleus: Implications for tinnitus. *Hearing Research*. **292**(1–2), 80–82. ISSN 03785955.
- SPENCE, Charles a Sarah SQUIRE, 2003. Multisensory Integration: Maintaining the Perception of Synchrony. *Current Biology*. **13**(13), R519–R521. ISSN 09609822.
- STAAB, Jeffrey P. a Neil T. SHEPARD, 2014. Management of the Patient with Chronic Subjective Dizziness. In: HERDMAN SUSAN a CLENDANIEL RICHARD *Vestibular rehabilitation*. Fourth Edition. Philadelphia: F.A. Davis Company, Contemporary Perspectives in Rehabilitation. ISBN 9780803639706
- STEVENS, M.n. (1), D.I. (2) BARBOUR, M.p. (3) GRONSKI a T.e. (4) HULLAR, 2017. Auditory contributions to maintaining balance. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation* **26**(5–6), 433–438. ISSN 09574271.
- SUTHERLAND, D, 1998. Role of acoustic striae in hearing: Reflexive responses to elevated sound-sources. *Behavioural Brain Research*. **97**(1–2), 1–12. ISSN 01664328.

- TONINI, Ross, Helen S. COHEN, Ajitkumar P. MULAVARA a Haleh SANGI-HAGHPEYKAR, 2019. Balance and Sound Conditions in Adults with Bilateral Cochlear Implants. *Biomedicine Hub*. **4**(1), 1–9. ISSN 2296-6870.
- TUSA, Ronald, 2014. History and clinical examination. In: HERDMAN SUSAN a CLENDANIEL RICHARD *Vestibular rehabilitation*. Philadelphia: F.A. Davis Company, Contemporary Perspectives in Rehabilitation, s. 160–177. ISBN 9780803639706
- VÄLJAMÄE, Aleksander, 2009. Auditorily-induced illusory self-motion: A review. *Brain Research Reviews*. **61**(2), 240–255. ISSN 01650173.
- VAN CRIEKINGE, Tamaya, Kristiaan D'AOÛT, Jonathon O'BRIEN a Eduardo COUTINHO, 2019. The Influence of Sound-Based Interventions on Motor Behavior After Stroke: A Systematic Review. *Frontiers in Neurology*. **10**, 1141. ISSN 1664-2295.
- WHO, ed., 2008. *The global burden of disease: 2004 update*. ISBN 978-92-4-156371-0.
- WHO, 2018. WHO launches the hearWHO app for mobile devices to help detect hearing loss. *WHO* [online]. B.m.: World Health Organization [vid. 2021-05-10]. Dostupné z: <http://www.who.int/deafness/news/hearWHOApp-news/en/>
- WHO, 2020. *Deafness and hearing loss* [online] [vid. 2021-01-01]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
- WIGDERSON, Eyal, Israel NELKEN a Yosef YAROM, 2016. Early multisensory integration of self and source motion in the auditory system. *Proceedings of the National Academy of Sciences* **113**(29), 8308–8313. ISSN 0027-8424, 1091-6490.
- WONG, Kevin, Elliott D. KOZIN, Vivek V. KANUMURI, et al., 2019. Auditory Brainstem Implants: Recent Progress and Future Perspectives. *Frontiers in Neuroscience*. **13**, 10. ISSN 1662-453X.
- YONG, Michael, Emily YOUNG, Jane LEA, Hannah FOGGIN, Erica ZAIA, Frederick K. KOZAK a Brian D. WESTERBERG, 2019. Subjective and objective vestibular changes that occur following paediatric cochlear implantation: systematic review and meta-analysis. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*. **48**(1), 22. ISSN 1916-0216.
- ZENG, Fan-Gang, 2004. Trends in Cochlear Implants. *Trends in Amplification*. **8**(1), 1–34. ISSN 1084-7138.

Seznam tabulek

Tabulka 1 a 2 - charakteristiky probandů.....	36
Tabulka 3 - Repeated Measures ANOVA: porovnání průměru SV všech podmínek (1-8) mezi 1.-4. měřením.....	40
Tabulka 4 - Repeated Measures ANOVA: porovnání průměrných hodnot SA za všech podmínek (1-8) mezi 1-4 měřeními.....	42
Tabulka 5 – Repeated Measures ANOVA: SV a SA pacientů s CI ve stoje na měkké podložce.....	43
Tabulka 6 – SA pacientů s CI.....	45
Tabulka 7 - Repeated Measures ANOVA: SA pacientů s CI, audiostimulace.....	45
Tabulka 8 – SV pacientů s CI.....	46
Tabulka 9 – Repeated Measures ANOVA: SV pacientů s CI, audiostimulace.....	47
Tabulka 10 – SA zdravých probandů.....	50
Tabulka 11 - Repeated Measures ANOVA: SA zdravých probandů, audiostimulace.....	51
Tabulka 12 – SV zdravých probandů.....	52
Tabulka 12 - Repeated Measures ANOVA: SV zdravých probandů, audiostimulace.....	53

Seznam grafů

Graf 1 - průměrné hodnoty SA a SV pacientů s CI.....	41
Graf 2 - průměrné hodnoty SA pacientů s CI, audiostimulace.....	44
Graf 3 – průměrné hodnoty SV pacientů s CI, audiostimulace.....	46
Grafy 4 - SA a SV jednotlivých pacientů s CI, audiostimulace.....	48
Graf 5 - průměrné hodnoty SA zdravých probandů, audiostimulace.....	51
Graf 6 - průměrné hodnoty SV zdravých probandů, audiostimulace.....	52
Grafy 7 - SA a SV jednotlivých zdravých probandů, audiostimulace.....	54

Seznam příloh

Příloha 1 – informovaný souhlas pacientů o účasti na dizertačním projektu Mgr. Sary Koutné.....	76
Příloha 2 – Charakteristika SA pacientů s CI při opakovaném měření.....	77
Příloha 3 – Charakteristika SV pacientů s CI při opakovaném měření.....	78

PŘÍLOHY

Příloha 1 – informovaný souhlas pacientů o účasti na dizertačním projektu
Mgr. Sáry Koutné

FN MOTOL 2.LF UK

Ochrana osobních údajů

S Vašimi údaji bude nakládáno jako s přísně důvěrnými dle zásad pro ochranu osobních údajů v souladu s platnými právními předpisy České republiky. K Vaším údajům budou mít přístup pouze pověřené vědecké pracovníci, kteří se účastní této studie, a pověřené osoby z řad zaměstnanců pracoviště. Vaše osobní údaje nebudou nikde zveřejněny a zpracovávání zjištěných dat proběhne

anonymně. Identifikační údaje budou nahrazeny číselným kódem a k převodnímu klíči bude mít přístup pouze řešitel studie a pověřené osoby řešitelského týmu.

Účast ve studii

Vaše účast ve studii je zcela dobrovolná. Můžete svobodně odmítnout účast v této studii nebo můžete z této studie kdykoliv a bez udání důvodu vystoupit. V průběhu celé studie máte právo klást otázky týkající se této studie, které Vám zodpoví odborný personál nebo můžete kontaktovat Mgr. Sáru Koutnou, osobu odpovědnou za studii, pomocí emailové adresy: Sara.Koutna@fnmotol.cz.

Byla jsem seznámena s podmínkami, cílem a obsahem výzkumného projektu. Svým podpisem stvrzuji dobrovolnou účast ve studii.

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Podpis:

FN Motol
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF
UK a FN Motol v Úvalu 84
Praha 5 - Motol
150 06



FN MOTOL 2.LF UK

**INFORMOVANÝ SOUHLAS
s účastí ve výzkumné studii**

Název projektu: Vestibulární funkce a kvalita života pacientů po kochleární implantaci

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF a FN Motol

Řešitel: Mgr. Sára Koutná, doc. PhDr. Ondřej Čákr, Ph.D.

Děkujeme za Vaš zájem účastnit se studie, která má za cíl detekovat vliv kochleární implantace na jiné než sluchové funkce vestibulárního systému, což může mít za následek jak změnu posturálního chování, tak například i vznik závratí.

Informace o studii

Výsledky dosud publikovaných studií jsou značně kontroverzní a popisují jak zlepšení, tak i zhoršení funkce vestibulárního labyrintu u implantovaných pacientů. Předmětem tohoto výzkumného projektu bude zkoumání vlivu kochleární implantace a posouzení, zda elektrická stimulace sluchového nervu ovlivňuje i další funkce jako je stabilita stoje, funkce oběhového systému a prostorové vnímání (vznik závratí). Cílem práce bude pomocí elektrofyziologických metod detekovat odchylky ve stabilometrickém vyšetření, vyšetření evokovaných vestibulárních potenciálů a vnímání subjektivní zrakové vertikály. Dále pak monitorovat psychickou náročnost procesu léčby pomocí dotazníkového šetření.

Účel a přínos studie

Získaná data budou použita k vypracování disertační práce, dále budou data prezentována na odborných konferencích a publikována v odborném časopise s impakt faktorem. Pomocí získaných dat bude možné pacienty, u kterých dojde ke zhoršení vestibulárních funkcí, předchovat a symptomatickým jedincům pak nabídnout cílenou vestibulární rehabilitaci. Do budoucna mohou data sloužit i jako podklad pro studii zabývající se kochleární implantací u dětských pacientů.

FN Motol
Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF
UK a FN Motol v Úvalu 84
Praha 5 - Motol
150 06

Příloha 2 – Charakteristika SA pacientů s CI při opakovaném měření

	Podmínka	1 SA	2 SA	3 SA	4 SA
Průměr	1	4.83	5.33	4.83	5.50
	2	4.50	5.50	4.83	5.00
	3	4.33	5.50	4.67	4.83
	4	4.17	6.00	4.83	5.17
	5	8.50	9.67	16.8	9.00
	6	11.3	24.0	20.7	13.2
	7	9.50	12.0	13.8	12.8
	8	16.3	29.0	24.5	35.3
Medián	1	5.00	4.50	5.00	4.00
	2	4.50	4.50	4.00	4.00
	3	4.50	4.00	4.50	4.00
	4	4.00	5.50	4.50	4.50
	5	8.00	8.50	7.50	8.50
	6	12.5	14.0	14.5	14.0
	7	9.50	10.5	11.5	10.5
	8	13.0	17.0	15.0	22.5
Směrodatná odchyl.	1	1.17	2.25	1.33	4.23
	2	1.05	2.43	1.72	2.53
	3	0.816	2.35	1.37	2.71
	4	0.753	2.83	1.47	2.48
	5	2.74	4.23	20.8	2.53
	6	4.97	27.4	16.3	5.38
	7	2.07	3.95	6.68	6.31
	8	6.77	34.3	25.8	34.8
Rozptyl	1	1.37	5.07	1.77	17.9
	2	1.10	5.90	2.97	6.40
	3	0.667	5.50	1.87	7.37
	4	0.567	8.00	2.17	6.17
	5	7.50	17.9	432	6.40
	6	24.7	752	264	29.0
	7	4.30	15.6	44.6	39.8
	8	45.9	1174	663	1212

Příloha 3 – Charakteristika SV pacientů s CI při opakovaném měření

	Podmínka	1 SV	2 SV	3 SV	4 SV
Průměr	1	5.33	3.33	4.83	4.83
	2	4.17	4.67	4.33	2.67
	3	4.17	3.50	4.33	5.83
	4	2.67	2.33	4.00	3.33
	5	5.00	308	85.8	5.83
	6	83.8	773	413	139
	7	6.50	250	95.5	101
	8	75.7	675	144	404
Medián	1	6.00	3.50	5.00	6.00
	2	4.00	4.00	3.50	3.00
	3	4.50	3.00	5.00	7.00
	4	1.00	1.00	4.50	2.00
	5	5.00	5.00	3.50	6.50
	6	5.50	646	327	5.50
	7	8.00	8.00	5.00	8.50
	8	5.50	469	8.00	438
Směrodatná odchyl.	1	2.07	2.25	3.06	3.06
	2	2.40	2.80	2.88	1.63
	3	2.93	2.51	2.34	3.49
	4	2.66	2.07	2.10	3.14
	5	2.76	743	201	2.14
	6	194	760	480	329
	7	3.33	597	221	233
	8	173	756	338	377
Rozptyl	1	4.27	5.07	9.37	9.37
	2	5.77	7.87	8.27	2.67
	3	8.57	6.30	5.47	12.2
	4	7.07	4.27	4.40	9.87
	5	7.60	552556	40585	4.57
	6	37674	576942	230596	108442
	7	11.1	356640	48926	54351
	8	29795	571117	113998	142129