



Ověření možnosti použití mobilního telefonu pro základní testování a statistické vyhodnocení sluchového aparátu

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Nikola Abrhánová

Vedoucí práce:

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





Zadání bakalářské práce

Ověření možnosti použití mobilního telefonu pro základní testování a statistické vyhodnocení sluchového aparátu

Jméno a příjmení: **Nikola Abrahámová**
Osobní číslo: D18000103
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávající katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2019/2020**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Ověřit na vybraném typu mobilu možnosti zesílení a nastavení hlasitosti zvuku.
2. Popsat parametry audiologického a foniatrického vyšetření.
3. Navrhnout a ověřit měřící sestavu.
4. Změřit frekvenci a hladinu intenzity zvuku při daném nastavení telefonu.
5. Zhodnotit na vybrané skupině figurantů citlivost na dané zesílení mobilu

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Slyšitelný zvuk je mechanické vlnění, které vnímá člověk sluchem a je omezen frekvencemi 16 Hz až 20 kHz. Někteří mladí lidé dokážou slyšet frekvence mírně nad 20 kHz, naopak s přibývajícím věkem se horní hranice snižuje. Dospělý člověk má kmitočtový rozsah obvykle okolo 40 Hz až 17 kHz.

Hlasitost, jakožto vlastnost subjektivního vjemu zvuku, je pravděpodobně určena počtem nervových vzruchů reagujících plnou intenzitou. Předpokládáme, že nezanedbatelné procento pacientů dá přednost domácímu testování a vyhodnocení poruch sluchu, před návštěvou lékaře specialisty ORL. Výstupem bude článek připravený k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Předpokládáme škálové zobrazení v závislosti na intenzitě zvuku.
2. Předpokládáme využití metodiky pro foniatrická vyšetření dle metodiky v ordinaci ORL.
3. Předpokládáme, že změna okolních podmínek bude mít vliv na naměřené hodnoty frekvence a intenzity zvuku.
4. Pomocí měřící sestavy lze zjistit přesné hodnoty frekvence a intenzity zvuku pro nastavení referenčních hodnot dle metodiky pro foniatrické vyšetření.
5. Předpokládáme, že vybraný vzorek respondentů nemá predikovanou žádnou poruchu sluchu ve srovnání se vzorkem s diagnostikovanou poruchou sluchu.

Metoda:

Experiment.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Měření.

Data budou zpracována pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Office Excel. Text bude zpracován textovým editorem Microsoft Office Word.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Technická univerzita v Liberci, Ústav pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace. Pracoviště aplikace nanomateriálů VI, Fyzikální měření (5.003).

Vzorek:

Vybraní studenti Technické univerzity v Liberci.

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

1. DRŠATA, J., R. HAVLÍK a V. CHROBOK, ed. *Foniatrie – sluch*. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2015. *Medicína hlavy a krku*. 2015. ISBN 978-80-7311-159-5.
2. LEJSKA, Mojmír a Radan HAVLÍK. *Základy praktické audiologie a audiometrie*. 2.vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2019. ISBN 978-80-7013-599-0.
3. BARCZIK, Jessica a Yula C. SERPANOS. Accuracy of Smartphone Self-Hearing Test Applications Across Frequencies and Earphone Styles in Adults. *American Journal of Audiology*. 2018, **27**(4), 570-580. DOI 10.1044/2018_AJA-17-0070. Dostupné také z: http://pubs.asha.org/doi/10.1044/2018_AJA-17-0070
4. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 3 vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
5. YIMTAE, Kwanchanok et al. Validation of the Thai Five-Minute Hearing Test to Screen Hearing Loss in the Community. *Audiology and Neurotology*. 2014, **19**(2), 127-134. DOI 10.1159/000357492. Dostupné také z: <https://www.karger.com/Article/FullText/357492>
6. JAFARI, Zahra, Bryan E. KOLB a Majid H. MOHAJERANI. Age-related hearing loss and tinnitus, dementia risk, and auditory amplification outcomes. *Ageing Research Reviews*. 2019, **56**. DOI: 10.1016/j.arr.2019.100963. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1568163719300959>
7. HUSSAIN, Timon et al. Early Indication of Noise-Induced Hearing Loss in Young Adult Users of Personal Listening Devices. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 2018, **127**(10), 703-709. DOI 10.1177/0003489418790284. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0003489418790284>
8. ROSINA, Josef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
9. BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
10. PROCHÁZKA, Bohumír. *Biostatistika pro lékaře: principy základních metod a jejich interpretace s využitím statistického systému*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2782-3.

Vedoucí práce:

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce:

2. září 2019

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2020

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

8. června 2020

Nikola Abrhánová

Anotace

Jméno a příjmení autora: Nikola Abrahámová

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Ověření možnosti použití mobilního telefonu pro základní testování a statistické vyhodnocení sluchového aparátu

Vedoucí práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Počet stran: 67

Počet příloh: 5

Rok obhajoby: 2020

Anotace: Bakalářská práce se zaměřuje na eventuality použití mobilní aplikace pro přibližné vyhodnocení sluchového prahu jedince. Zároveň vyšetřuje míru rozdílnosti výsledných hodnot měření při použití odlišné aparatury, konkrétně sluchátek.

V úvodní části je zkoumána anatomie, fyzikální podstata souvisejících akustických pojmů a metodika audiologie praktikovaná v klinické praxi. Výsledkem je statistická analýza experimentem získaných dat.

Klíčová slova: sluch, tónová audiometrie, mobil, aplikace, sluchátka

Anotace

Name and surname: Nikola Abrahámová

Institution: Technical university in Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Verify the Use of Mobile Phone in Testing and Statistical Evaluation of Hearing Disorder

Supervisor: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Pages: 67

Apendix: 5

Year: 2020

Annotation: The bachelor thesis is focused on the possibility of using mobile apps for approximate evaluation of an individual's hearing threshold. At the same time, it investigates the degree in which the resulting measurement values differ when using different equipment, specifically headphones. The introductory part examines the anatomy, the physical nature of the related acoustic concepts and the methodology of audiology executed in clinical practice. The outcome is a statistical analysis of data obtained by the experiment.

Keywords: hearing, tone audiometry, mobile phone, application, headphones

Poděkování

Za vedení mé bakalářské práce bych chtěla poděkovat prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. Další velké díky patří mým konzultantům doc. Ing. Kláře Kalinové, Ph.D. za pomoc v oblasti akustiky, a MUDr. Petře Fundové, Ph.D. za odborné rady v anatomii a audiologii. Všem zmíněným děkuji za jejich trpělivost, čas a ochotu, kterou mi v průběhu psaní práce věnovali. Za realizaci experimentální části bakalářské práce vděčím Ing. Martinu Štěpánovi a Technické univerzitě v Liberci, Ústavu pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace

Obsah

Seznam použitých symbolů	11
Seznam použitých zkratek	12
1 Úvod.....	13
2 Teoretická část	15
2.1 Anatomie ucha	15
2.1.1 Anatomie zevního ucha	15
2.1.2 Anatomie středního ucha	16
2.1.3 Anatomie vnitřního ucha	18
2.2 Sluchové dráhy a sluchové centrum	19
2.3 Význam sluchového aparátu	20
2.4 Fyziologie zevního a středního ucha	20
2.5 Fyziologie vnitřního ucha, sluchového nervu a centrální části.....	21
2.6 Základní pojmy akustiky	22
2.7 Audiologie	29
2.7.1 Poruchy a vady sluchu	30
2.7.2 Příčina a příznaky poruch sluchu.....	32
2.7.3 Přístroje k vyšetření sluchu.....	32
3 Výzkumná část.....	35
3.1.1 Technické parametry u sluchátek	36
3.1.2 Parametry použitých sluchátek	37
3.2 Postup a průběh měření v audiometrii	40
3.3 Měřicí systém Dewetron.....	43
3.4 Testovaná mobilní aplikace	44
3.5 Vlastní měření.....	47

3.6	Analýza výzkumných dat.....	52
3.6.1	Data naměřená systémem Dewetron.....	52
3.6.2	Data naměřená mobilní aplikací	56
4	Diskuze	59
5	Závěr	60
	Seznam použité literatury	61
	Seznam obrázků	64
	Seznam tabulek	65
	Seznam grafů	66
	Seznam příloh	67

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
f	[Hz]	frekvence [hertz]
T	[s]	perioda [sekunda]
λ	[m]	vlnová délka [metr]
I	[W · m ⁻²]	intenzita zvuku [watt/metr čtverečný]
L	[dB]	hladina intenzity zvuku [decibel]
I_0	[W · m ⁻²]	prahová intenzita slyšitelnosti [watt/metr čtverečný]
ρ	[kg · m ⁻³]	hustota [kilogram/metr čtverečný]
κ	-	Poissonova konstanta
c_p	[J · K ⁻¹]	tepelná kapacita při konstantním tlaku [joule na kelvin]
c_v	[J · K ⁻¹]	tepelná kapacita při konstantním objemu [joule na kelvin]
c	[m · s ⁻¹]	rychlost šíření zvuku [metr za sekundu]
p	[Pa]	měřený akustický tlak [pascal]
p_0	[Pa]	akustický tlak vztažený k referenční hodnotě intenzity [pascal]

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
BNC	Bayonet Neill Concelman connector (konektor s bajonetem pro koaxiální kabely)
HTL	hearing threshold level (sluchový práh)
ICP	Integrated Circuit Piezoelectrict (integrované piezoelektrické obvody)
IHC	inner hair cells (vnitřní vláskové buňky)
m. stapedius	třmínkový sval
m. tensor tympani	napínač bubínku
Obr.	obrázek
OHC	outer hair cell (vnější vláskové buňky)
ORL	otorinolaryngologie
PC	Personal Computer (osobní počítač)
SI	mezinárodní systém jednotek
SPL	Sound Pressure Level (hladina akustického tlaku)
SPL (A)	Sound Pressure Level (hladina akustického tlaku) s charakteristikou A pro lidské ucho
THD	Total Harmonic Disortion (celkové harmonické zkreslení)
WHO	World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)

1 Úvod

Jedním z pěti základních, a zároveň nejdůležitějších smyslů, je sluch. Sluchové vjemy nás informují o dění v našem blízkém okolí. Díky sluchu vnímáme informace, na které můžeme následně určitým způsobem reagovat. Poškození sluchu značně ovlivňuje komunikaci, sociální interakci a obecně kvalitu života každého z nás.

V současné moderní době plné technologií se zvyšuje nárůst osobních poslechových zařízení. Tento nárůst můžeme pozorovat již u dětí a mladých dospělých. Na základě zvyšujícího výskytu nastává expozice dalšímu zdroji hluku. A zde se klade otázka, zda nemá ono nadměrné vystavování dalším vnějším zvukovým podnětům škodlivý účinek, jenž by se mohl do budoucna projevit. Účinky hluku se obvykle manifestují až po dlouholeté expozici. Nicméně včasná detekce ztráty sluchu je zásadní pro následnou rehabilitaci a léčbu. V našich podmínkách se setkáváme se screeningem sluchu u novorozenců, jenž má včas odhalit možné vrozené sluchové vady. Takže proč nerozšířit sledovanou skupinu i o mladé dospělé, kdy včasné detekování by mohlo zabránit předčasné ztrátě či poškození sluchu.

V posledních letech byl zaznamenán nárůst ztráty sluchu u adolescentů v souvislosti s nadměrným působením hluku. Není ovšem jisté, zda lze tento dopad přičíst pouze vlivu osobních poslechových zařízení či jiným vnějším vlivům (1).

V současnosti je standardně užívanou vyšetřovací metodou sluchu audiometrie. Prezentuje elektroakustickou vyšetřovací metodu, jež zjišťuje citlivost sluchu na jednotlivé tóny. V dnešní době se setkáváme se snadnou dostupností multifunkčních mobilních zařízení téměř ve všech zemích. Zde se vyskytuje otázka možnosti použití mobilního zařízení pro otestování sluchu pomocí volně dostupné aplikace s cílem usnadnit kontrolu sluchu a rozšířit screening mezi skupinu lidí, kteří mohou být potenciálně rizikováni vzhledem k hrozící ztrátě či poškození sluchu. Patří sem například jedinci, co poslouchají hlasitou hudbu, pracují na hlučných místech aj. Zároveň by pravidelným testováním sluchu mohl konkrétní jedinec sledovat své změny.

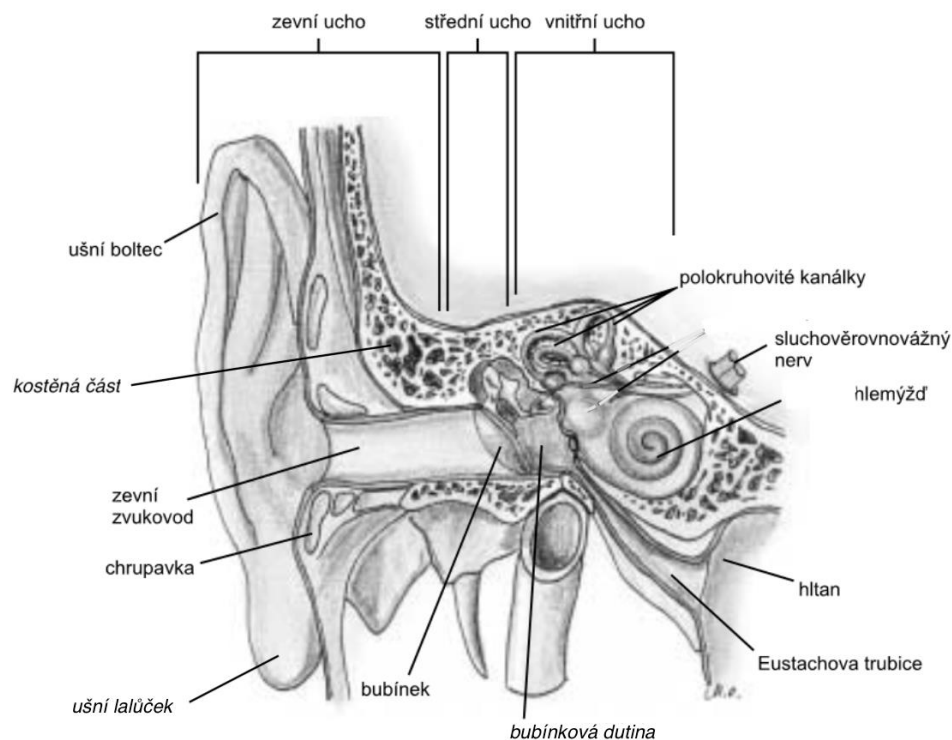
Má ale vliv na testovací sluchovou aplikaci typ použitých sluchátek? A ovlivnil by výsledek znatelně diagnózu jedince? Proto jsem se rozhodli provést experiment, který nám na výše uvedené otázky odpoví.

2 Teoretická část

Teoretická část práce popisuje anatomii lidského ucha, základní fyzikální principy, jenž se pojí ke sluchovému orgánu a audiologii. Rovněž popisuje audiologii jakožto obor samotný, jeho předměty zájmu, užívané metody a přístroje.

2.1 Anatomie ucha

Lidské ucho jakožto sluchový orgán nám umožňuje slyšet a zpracovávat vnější zvukové podněty. Anatomicky lze ucho rozdělit na dva celky, na část periferní a centrální. Periferní část pak zahrnuje zevní ucho, střední ucho a ucho vnitřní. Do centrální části spadá sluchové centrum a sluchové dráhy (2).



Obr. 1 Schématické zobrazení lidského ucha (3); obrázek převzat a upraven

2.1.1 Anatomie zevního ucha

Zevní ucho (*auris externa*) se skládá z ušního boltce a zvukovodu. Zvukovod můžeme dále rozlišovat dle podkladu na chrupavčitou a kostěnou část.

Ušní boltce nalezneme na postranní části hlavy mezi čelistním kloubem a mastoideálním výběžkem kosti spánkové. Ušní boltce je tvořen chrupavkou s výjimkou ušního lalůčku, který je bohatě prokrven. Povrch boltce je kryt kůží (4). Podoba ušního boltce je pro každého jedince specifická. Člověk od člověka se vzhledem liší a tomu je tak v případě ušního boltce. Samozřejmě stavebně máme ucho každý stejné.

Zevní zvukovod je zakřivený kanálek. Lze ho rozdělit na dva oddíly, na základě podkladu, kterým je tvořen. Je to úsek vnější a vnitřní. Vnější část má chrupavčitý podklad a vnitřní kostěný (5). Zevní zvukovod začíná trychtýřovitým otvorem. Zakřivení zvukovodu slouží jako ochrana před možným přímým poraněním. Délka zvukovodu je 25-35 mm a průměr 7 mm. Povrch zvukovodu je krytý kůží, která obsahuje mazové a potní žlázy, díky nim dochází k produkci ušního mazu.

Kostěná část zvukovodu dále postupuje směrem ke středoušní dutině, od níž je oddělená bubínkem (4).

2.1.2 Anatomie středního ucha

Střední ucho (*auris media*) se nachází v kosti skalní mezi vnitřním a zevním uchem. Jedná se o členitý systém vyplněný vzduchem, který zahrnuje Eustachovu trubicu, bubínek, středoušní kůstky, středoušní bubínkovou dutinu a sklípkový systém (4) (5). Střední ucho je od vnitřního oddělené blánami, jež uzavírají oválné a okrouhlé okénko.

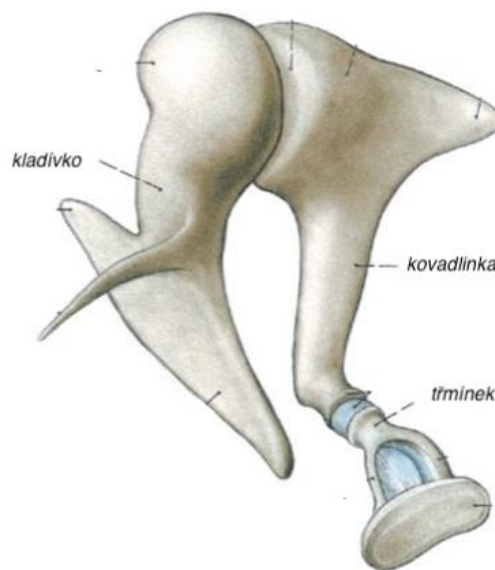
Bubínek (*membrana tympani*) je velmi tenká membrána, která má tvar mělkého trychtýře. Postavení bubínku ve středoušní dutině je šikmo, v sagitální rovině je přibližně kolem 40° (2). Má růžově šedavou barvu a je tvořen celkem ze tří vrstev. Vnější vrstva je pokračováním kožního epitelu, kterým je vystlán zevní zvukovod. Pod touto vrstvou se nachází střední vazivová vrstva. Poslední vrstvou je vnitřní vrstva, jež je pokračováním výstelky středního ucha. K poslední zmíněné vrstvě je přirostlá rukojeť kladívka, což je jedna ze tří sluchových kůstek (5).

Za bubínkem se nalézá bubínková dutina, ta je uložena v kosti spánkové. Na povrchu je krytá kůží a je vyplněná vzduchem. Dutina svým tvarem připomíná nepravidelný hranol.

Vzduch, kterým je vyplněná bubínková dutina, se zde nachází díky spojení s Eustachovou trubicí, ta je dlouhá od 3 do 3,5 cm a spojuje dutinu bubínkovou s nosohltanem.

Ve středoušní dutině se nachází dva svaly, které řídí napětí bubínku a středoušních kůstek. Jsou to: sval třmínkový (*m. stapedius*) a napínač bubínku (*m. tensor tympani*), jedná se o svaly, kdy pokud se jeden z dvojice nachází v extenzi, pak druhý je v flexi, jde tedy o „antagonistický vztah“ (2).

Další nezbytnou součástí středního ucha jsou sluchové kůstky. Jsou to: kladívko (*malleus*), kovádlínka (*incus*) a třmínek (*stapes*). Je to navzájem kloubně spojený řetěz mezi bubínkem a oválným okénkem (2). Kladívko jakožto první ze sluchových kůstek je k membrana tympani upevněno pomocí vazů. Funkcí sluchových kůstek je přenos zvukových vln, které způsobily rozkmitání bubínku, k oválnému (vestibulárnímu) okénku. To je plochou menší membrána než bubínek mezi středním a vnitřním uchem, jež způsobí rozpohybování tekutiny vnitřního ucha, perilymfy, a následně endolymfy (viz níže). Kmity z endolymfy pak zaznamená sluchový receptor v blanitém hlemýždi (5).



Obr. 2 Středoušní kůstky (5); obrázek převzat a upraven

Další zde se nacházející strukturou je sklípkový systém. Jde o malé dutinky, sklípky, vystlané sliznicí. Vytváří vzduchový systém tvořící se po celý život. Tato struktura se nachází v bradavkovitém výčnělku kosti spánkové, vystouplém útvaru hmatatelném za uchem (2).

2.1.3 Anatomie vnitřního ucha

Vnitřní ucho je zasazeno v pyramidě skalní kosti a jedná se o složité struktury dutin a kanálků, které společně tvoří kostěný labyrint. Tento složitý útvar se člení na předsíň (*vestibulum*), polokruhovitě kanálky (*canales semicirculares*) a hlemýžď (*cochlea*).

Vlastní kostěný labyrint je uvnitř vystlaný epitelem, zvenčí je kryt vazivovou vrstvou, jíž označujeme jako labyrint blanitý. Blanitý labyrint je uzavřený útvar, který není nijak propojen s vnějškem. Dutiny kostěného labyrintu jsou vyplněny uvnitř tekutinou známou též jako perilymfa, složením odpovídá mozkomíšnímu moku. Naopak dutiny blantitého labyrintu jsou naplněny endolymfou, ta se zase skladbou podobá nitrobuněčné tekutině (5). Je zde tedy zřejmý rozdíl ve skladbě obou tekutin, mezi podstatnou odlišnost patří obsah iontů draslíku a sodíku (2). Perilymfa obsahuje ve svém složení větší podíl iontů sodíků a nízký obsah draslíku. U endolymfy je složení přesně opačné, má vysokou koncentraci draselných iontů a nízké množství sodných iontů (4).

Předsíň labyrintu tvoří jakousi vstupní část vnitřního ucha, je také spojením s uchem středním a navíc sem vedou polokruhovitě chodbičky a hlemýžď (2). Vestibulum je od středního ucha odděleno též membránou jako v případě vnějšího a středního ucha. Membránu označujeme jako vestibulární (oválné) okénko. Ze strany středního ucha na ní nasedá ploténka třmínku, s tou je membrána srostlá (4).

Útvar polokruhovitých kanálků se skládá se tří polokruhovitých kanálků navzájem na sebe kolmých. Dva se nacházejí v horizontální rovině a jeden ve vertikální. Tyto formace obsahují buňky usměrňující rovnováhu lidského těla (5).

Hlemýžď jakožto poslední struktura, nazývaná podle své podobnosti s ulitou hlemýždě, je do spirály stočená trubice. Hlemýžď je tvořen 2,5 - 3,5 závitů, délka je od počátku po vrchol okolo 30 - 35 mm. V podélné skladbě hlemýždě nacházíme dva prostory okolo jednoho centrálního. Centrální část trubice je vyplněna endolymfou a okrajové perilymfou. To vyplývá z výše zmiňované obecné skladby labyrintu. Na spodní části trubice se nachází bazilární membrána, šířka této membrány roste od začátku hlemýždě směrem k jeho vrcholu (2). Na membráně se nachází velmi důležitá skladba, vlastní sluchový orgán, Cortiho orgán, nazývaný dle svého objevitele (4).

Cortiho orgán je tedy uložen na spodině bazilární membrány. V membráně jsou uloženy vláskové sluchové buňky (2). Vlásokové buňky rozlišujeme na dva typy, na vnitřní

vláskové buňky (IHC) a vnější vláskové buňky (OHC) (6). V Cortiho orgánu se nachází celkem čtyři řady buněk, z toho tři řady jsou tvořeny vnějšími a jedna vnitřními buňkami. Na vrcholu se nachází řasinky, stereocílie, které jsou zanořené do tektorální membrány. Jedná se o rosolovitou membránu, kterou jsou buňky překryty (2). Vnější a vnitřní vláskové buňky se navzájem od sebe liší tvarem, uspořádáním stereocílií a tím zda jsou zanořeny do tektorální membrány. OHC jsou zanořeny do tektorální membrány, kdežto IHC nikoliv (6). Jedná se o receptory, kdy při jejich mechanickém podráždění dochází ke stimulu nervového zakončení, které se nachází bázi vláskových buněk (4).

2.2 Sluchové dráhy a sluchové centrum

Lidský mozek má na svém povrchu mozkovou kůru, která tvoří jakýsi plášť a představuje funkčně velmi významný úsek. Na povrchu mozkové kůry lze pozorovat drobné a větší rýhy. Tyto rýhy nám lidský mozek rozdělují na dvě hemisféry a každou hemisféru pak na pět laloků, ty se dále člení v závitů (7). Jednotlivé laloky jsou nazývány dle své lokalizace. V každém laloku se nachází funkční korové oblasti (8).

Sluchová dráha sestává ze sluchového nervu, mozkového kmene a podkorové oblasti (2).

Sluchová dráha má své receptory umístěny v Cortiho orgánu. Jedná se o neuronovou dráhu, jejím úkolem je přenos informace vzniklé v Cortiho orgánu do primární sluchové kůry, umístěné ve spánkovém laloku, až k Heschlovým závitům, kde je zpracována (7).

Mozkový kmen patří mezi nejdůležitější části mozku, je to tím, že obsahuje centra základních životních funkcí (řízení činnosti srdce, dýchání). Navazuje přímo na páteřní míchu (8). V mozkovém kmeni se nachází jádra některých hlavových nervů, v nichž se sdružují a kříží nervová vlákna z obou uší.

Sluchová dráha postupuje přes podkorová jádra mezimozku do sluchového centra. Sluchové centrum se nachází spolu s centrem rovnováhy v kůře mozkové, konkrétně ve spánkovém laloku dominantní hemisféry. Spánkový lalok navazuje na temenní a týlní lalok, směrem dopředu navazuje na lalok čelní (2).

2.3 Význam sluchového aparátu

Jedním z důležitých smyslových orgánů člověka je sluch. Sluch nám pomáhá vnímat přirozené zvuky v našem okolí, které vytvářejí sluchový vjem a mají výstup ve sluchovém aparátu. Akustický vjem postupuje v řadě od vnějšího ucha přes ucho střední a vnitřní (4).

2.4 Fyziologie zevního a středního ucha

Úkolem zevního a středního ucha je zachytit zvukové vlny a poslat je přes zevní zvukovod, bubínek a řetěz kůstek dále.

Ušní boltec slouží jako usměrňovač vln, zachytává zvuky ze svého prostředí a soustřeďuje je ke zvukovodu. Jeho ztrátou člověk o možnost slyšení nepřijde.

Zevní zvukovod zprostředkovává přenos a koncentraci vln k membráně bubínku. Výhodou je jeho trychtýřovitý tvar, díky němuž je dobrým vodičem. Zvukové vlny přivedené zvukovodem rozkmitávají blánu bubínku. K bubínku je vazivově připojeno kladívko a to je kloubně spojeno s kovádkou a třmínkem. Při jeho rozkmitání dochází i k pohybu kůstek, ty následně působí na oválné okénko. Ke správnému převodu je nutná celistvost a pružnost bubínku a vyrovnaný tlak na obou stranách blány bubínku. Ochranným mechanismem bubínku proti poškození vnitřních struktur ucha při působení vysokých tónů je možnost kontrakce blány pomocí výše zmíněných svalů. Smrštěním dochází k větší pevnosti blány a kůstek, tím propustí méně akustické energie, jež by mohla zapříčinit defekt citlivých vnitřních struktur ucha. Ve středním uchu dochází k impedančnímu přizpůsobení. Značnou roli zde hraje rozdíl ve velikosti ploch bubínku a ploténky třmínku. Jejich plochy jsou velikostně v poměru 1:20. Tato skutečnost, spolu ještě s pákovým spojením kůstek, se podílí na téměř bezztrátovém převodu zvuku.

Další faktor, jenž se podílí na kvalitě přenášeného zvuku je vzdušná výplň středního ucha, tu zajišťuje Eustachova trubice (2).

Pokud se na děje zaměříme z fyzikálního hlediska, pak můžeme říci, že ve vnějším a středním uchu se jedná pouze o mechanické vibrace, kdežto ve vnitřním uchu dochází už k elektrochemickému a hydrodynamickému ději (4).

2.5 Fyziologie vnitřního ucha, sluchového nervu a centrální části

V uchu vnitřním dochází k filtraci zvukového vjemu a k následné přeměně zvukové energie. Takto zpracovaná informace se šíří sluchovým nervem skrze sluchovou dráhu až do mozkové kůry (4).

Ve vnitřním uchu dochází k rozpohybování endolymfy na základě chvění membrány oválného okénka. Endolymfa se šíří v podobě vlny od místa vzniku až k vrcholu hlemýždě. Aby nedocházelo k narušení nově postupujících vln vlnami, jež se od vrcholu odrazily, a putují zpět, jsou na konci trubice vyrušeny výchylkami membrány kulatého okénka (2).

Úkolem vnitřního ucha je převést mechanickou energii v elektrickou, to je umožněno díky výskytu vláskových buněk (2). Postupující vlna v endolymfě ohýbá vláskové buňky a dochází k depolarizaci, dále pak ke vzniku akčního potenciálu. Při ohybu dochází k otevření mechanicky řízených iontových kanálů. Jelikož má endolymfa hodnotu potenciálu 80 mV a nitrobuněčný prostor - 40 mV, nastává snaha o vyrovnání rozdílu, elektrochemický gradient, na obou stranách buňky. Současně dochází k vyplavení excitačního neurotransmiteru do synaptické štěrbině mezi vláskovými buňkami a vlákny sluchového nervu. Uvolnění neurotransmiteru je potřeba ke vzniku akčního potenciálu a k přivedení signálu do mozkové kůry. Přenos se uskutečňuje pomocí bipolárních neuronů, jejichž výběžky vedou do Cortiho orgánu a centrální výběžky dávají vznik sluchové části VIII. hlavového nervu (6).

Odlišně vysoké tóny působí na různá místa v Cortiho orgánu. Vysoké zvuky působí na buňky na počátku hlemýždě, hluboké tóny dráždí buňky u vrcholu hlemýždě. Stejně je tomu i u tónů o různé intenzitě, tedy síle. Silné zvukové vjemy působí na vnitřní řadu vláskových buněk, zvuky o slabé intenzitě na vnější řadu buněk.

V mozkové kůře dochází ke zpracování a uvědomění zvukového vjemu. Mozková kůra hraje nepostradatelnou roli v porozumění řeči (2).

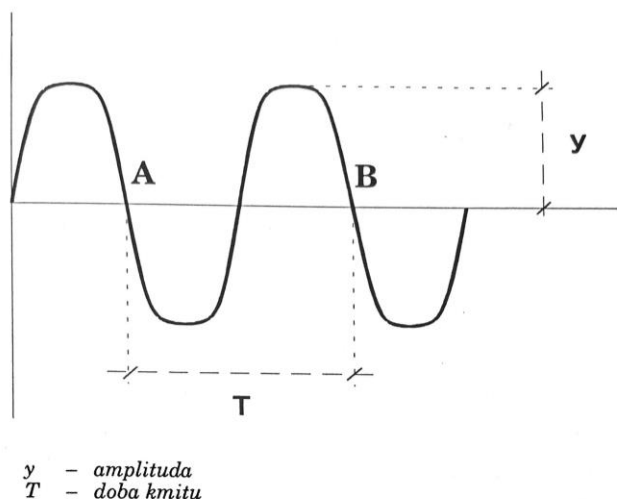
2.6 Základní pojmy akustiky

Akustika je část fyziky zabývající se studiem zvuku. Je to část fyziky velmi důležitá pro medicínský obor audiologie, jež se zabývá lidským sluchem. Zvuk je ve fyzikálním pojetí mechanické vlnění hmotných částic prostředí, kterým se následně šíří. Šíření se v prostředí odehrává tak, že částice prostředí působí na sousední částice, a tak předávají energii, která jim byla udělana zdrojem kmitavého pohybu dále jako řetězec (9).

Pro popis kmitavého pohybu zvuku jsou důležité následující veličiny: amplituda, perioda, frekvence a vlnová délka.

Amplitudou označujeme výchylku kmitavého pohybu od rovnovážné polohy. U harmonického pohybu je výchylka vždy stejně velká, ale opačného směru. Po kladném vychýlení nastává stejně velké záporné vychýlení. Harmonický pohyb je nejjednoduším příkladem kmitavého pohybu. Graficky lze jej znázornit pomocí geometrické funkce sinus nebo cosinus (2). Zvuk mající harmonický průběh vnímáme jako melodické „libozvučné“ tóny. Naopak seskupení zvuků o různém kmitočtu a hladině hlasitosti jako hluk, disharmonické tóny (10).

Perioda T je doba, za kterou se děj pravidelně opakuje, můžeme jí označit i jako dobu kmitu. Její jednotkou je sekunda (2).



Obr. 3 Sinusový kmit (2)

Frekvence nebo-li kmitočet je fyzikální veličina vyjadřující počet cyklů (period) za sekundu. Její jednotkou je Hertz. Hertz lze vyjádřit v základních jednotkách SI jako s^{-1} . Jedná se tedy o převrácenou hodnotu doby kmitu. Výška tónu je dána frekvencí (11). Závislost mezi frekvencí a periodou znázorňuje následující vzorec:

$$f = \frac{1}{T} \quad [Hz] \quad \text{Rovnice 1 (12, s. 192)}$$

Lidské ucho je schopno zaznamenat vlnění o frekvenci od 16 Hz do 20 kHz. Tato hranice je však velmi individuální, závisí na stavu sluchového aparátu. Vibrace nižší jak 20 Hz nazýváme infrazvukem, vyšší než 20 kHz ultrazvukem.

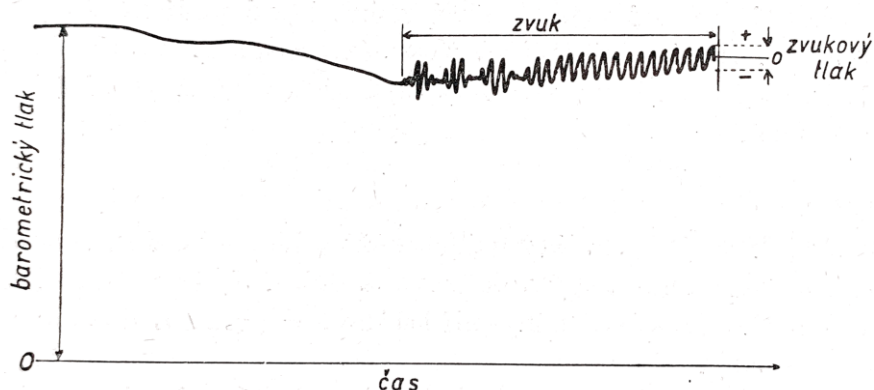
Vlnová délka λ určuje vzdálenost dvou sousedních bodů nacházejících se ve stejné fázi kmitu. Jednotkou vlnové délky je metr (12).

Pro vlnovou délku a rychlost šíření platí vztah:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [m] \quad \text{Rovnice 2 (9, s. 25)}$$

Rychlost šíření zvuku se odvíjí od prostředí, kterým se šíří. Jednotkou této fyzikální veličiny je metr za sekundu. Rychlost zvuku představuje postup tlakové vlny.

Podle toho, v jakém směru částice kmitají, rozlišujeme vlnění příčné a vlnění podélné. Směr šíření zvukové vlny závisí na prostředí, kterým postupuje. V plynném a uvnitř kapalného prostředí se částice pohybují ve směru šíření vlnění, tedy podélně. Na hladině kapaliny je příčné vlnění. Je to díky jejich objemové stlačitelnosti. V hmotném prostředí dochází k příčnému i podélnému vlnění, tedy k šíření všemi směry v podobě tzv. vlnoploch. Příčné vlnění je směr kolmý na směr šíření zvukové vlny. Zdrojem zvuku je těleso vykonávající kmitavý pohyb, energie kmitu zdroje je předána na sousední částice. Při šíření zvukové vlny nedochází k přemísťování částic, pouze k jejich kmitání kolem jejich rovnovážné polohy (12). Díky tomuto pohybu částice vzduchu způsobují nepatrné tlakové změny v prostředí. Je to vyvoláno postupným smrštěním a roztahováním částic. Vzduch má stanovenou průměrnou hodnotu tlaku, říkáme jí atmosférický tlak. Výchylinky od střední hodnoty tlaku, kolem které částice oscilují nazýváme zvukový, též akustický tlak. Jedná se o střídavou složku vzduchu. Rychlé frekvenční kolísání ve frekvenčním rozsahu sluchu, pak vnímáme jako zvuk. Okamžité hodnoty akustického tlaku mohou nabývat kladných nebo záporných hodnot (9).



Obr. 4 Barometrický a akustický tlak (9)

Rychlost šíření zvukové vlny závisí na faktorech prostředí, příkladem může být hustota, tlak a teplota prostředí (12). Obecně dochází k tomu, že se rychlost zvuku v přirozeném prostředí zmenšuje (13). Avšak se můžeme i setkat s tím, že pokud se teplota okolního prostředí, vzduchu, zvyšuje, tak dochází i k nárůstu rychlosti postupující vlny. Pak platí, že při každém zvýšení teploty o jeden stupeň Celsia, se rychlost postupu zvýší o $0,6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (9).

Rychlost zvuku c v plynném okolí vyjadřuje vzorec:

$$c = \sqrt{\frac{\kappa p}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad \text{Rovnice 3 (12, s. 151)}$$

kde ρ vyjadřuje hustotu plynu, jednotkou je $kg \cdot m^{-3}$; κ je Poissonova konstanta a vyjadřuje poměr tepelné kapacity c_p při konstantním tlaku k tepelné kapacitě c_v při konstantním objemu, jedná se o bezrozměrnou veličinu. Poslední veličinou ve vzorci je p vyjadřuje tlak plynu, jednotkou je Pa (12).

Rychlost šíření zvuku ve vzduchu při teplotě zhruba $20^\circ C$ je $340 m \cdot s^{-1}$, ve vodě až $1480 m \cdot s^{-1}$. Ve vakuu k šíření zvukové vlny nedochází, jelikož zde nejsou částice, které by jej přenášely (2).

Stejně jako u světla i u zvukové vlny může docházet na rozhraní dvou prostředí k odrazu, lomu a ohybu během šíření prostředím. V závislosti na povrchu překážky dojde k některému z níže uvedených jevů. Dojde-li k odrazu platí, že úhel odrazu se rovná úhlu, pod kterým vlna dopadla. K odrazu dochází právě tehdy, je-li překážka dostatečně velká vzhledem k vlnové délce zvuku. Pokud toto splňuje, dochází za ní k akustickému stínu. Je-li menší, dochází v její blízkosti k ohybu a za ní k opětovnému spojení (9).

Pokud se ve hmotném prostředí vyskytuje překážka, pak na ní působí šířící se zvuková vlna určitým tlakem. Fyzikální veličina popisující tento jev se nazývá akustický tlak. Je to síla, jež účinkuje na jednotku plochy. Udává se v pascálech. Z definice vyplývá, že pascal je vyjádřen základní jednotkou $N \cdot m^{-2}$ (2).

Při průchodu akustického vlnění prostředím nás dále zajímá specifický odpor (akustická impedance) z . Udává jaké množství akustické energie se odrazí při dopadu na rozhraní o jiné akustické impedanci. Je to specifická vlastnost každého prostředí. Jednotkou je $Pa \cdot s \cdot m^{-1}$ (9).

Vzorec vyjadřující akustickou impedanci prostředí je definován poměrem efektivního akustického tlaku a efektivní akustické rychlosti:

$$z = \frac{p_{ef}}{v_{ef}} = \rho c \quad [Pa \cdot s \cdot m^{-1}] \quad \text{Rovnice 4 (12, s. 154)}$$

Akustická rychlost a tlak jsou měnící se veličiny, z tohoto důvodu se zavádí jejich efektivní hodnoty. V praxi se setkáváme například s efektivní hodnotou napětí.

Pohybuje-li se zvuk prostředím bez překážky, tedy volně, pak je efektivní zvukový tlak úměrný efektivní akustické rychlosti (12).

Vyjádřeno vzorcem:

$$p_{ef} = v_{ef} \rho c \text{ [Pa]} \quad \text{Rovnice 5 (12, s. 153)}$$

kde ρ je hustota prostředí, jednotkou je $kg \cdot m^{-3}$, kterým se zvuk šíří rychlostí c , jednotkou je $m \cdot s^{-1}$.

Další charakteristickou veličinou je intenzita zvuku. Představuje energii zvukového vlnění, jež dopadá na plochu za jednotku času kolmo na směr šíření. Jednotkou je watt na metr čtvereční. Pro určení hodnoty intenzity daného tónu je stanovena referenční hodnota. Ta odpovídá hodnotě nejmenší intezity zvuku od níž dokážeme zvuk vnímat. Odpovídá prahu slyšení a její číselná hodnota je rovna $10^{-12} W \cdot m^{-2}$ pro zvukové vlnění o 1 kHz. Zvukový práh každého člověka závisí na stavu struktur ucha, připravenost mozkové kůry a na frekvenci stimulujícího tónu. Intenzita, jež vyvolá v uchu již bolestivý vjem je číselně rovna $1 W \cdot m^{-2}$ a označujeme ji jako práh bolesti. Intenzita zvuku I je definována vztahem:

$$I = \frac{P}{S} \text{ [W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad \text{Rovnice 6 (11, s. 230)}$$

Lze ji též vyjádřit součinem tlaku a efektivní akustické rychlosti.

$$I = p_{ef} v_{ef} = \frac{p_{ef}^2}{\rho c} \text{ [W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad \text{Rovnice 7 (12, s. 154)}$$

Z předchozích hodnot vyplývá, že lidské ucho dokáže vnímat široké spektrum intenzit. Z důvodu takto široké škály se zavádí veličina hladina intenzity zvuku. Vyjadřuje se v logaritmickém měřítku a její jednotkou je bell B , v praxi užívaná jednotka desekrát menší je decibel dB (2).

Hladina intenzity zvuku je dána vztahy:

$$L = \log \frac{I}{I_0} [B] = 10 \log \frac{I}{I_0} [dB] \quad \text{Rovnice 8 (12, s. 154)}$$

Z uvedeného vztahu plyne, že jednotka decibel udává hladinu intenzity L vzhledem ke stanovené referenční hodnotě I_0 ($10^{-12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$). I ve vzorci označuje naměřenou hodnotu zdroje. Můžeme tedy říci, že hladina intenzity nám udává, kolikrát je zvuk silnější nebo slabší vzhledem ke vztažené hodnotě. Například zvuk o intenzitě 10 dB nám říká, že se jedná o zvuk desetkrát silnější než základní. Pro hodnotu 20 dB je to stokrát a pro 30 dB až tisíckrát. Jednotky, jež se vzhledem k určité hodnotě nazývají relativní. Detailnější přehled zvuků a velikosti jejich hladin intenzit viz v následující tabulce *Tabulka č. 1 (2)*.

Tabulka č. 1 Přehled zvuků a intenzit (2)

Zvuk	Hladina intenzity [dB]
práh sluchu	0
šepot	20
tiše hrající rádio	40
konversační řeč	60
hlasitá řeč	80
pneumatické kladivo	100
práh bolesti	140

Hladinu intenzity můžeme též vyjádřit s pomocí akustického tlaku. Z výše uvedené *Rovnice 7* víme, že intenzita zvuku je úměrná druhé mocnině akustického tlaku. Z tohoto důvodu násobíme logaritmus poměru dvěma pro vyjádření v B , pro vyjádření v dB pak dvaceti (9).

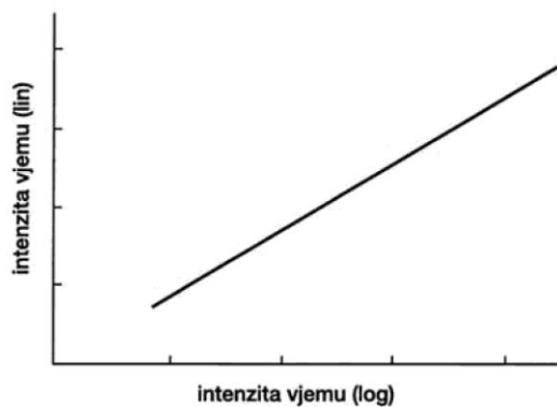
Pak platí vztah:

$$L = 10 \log \frac{p^2}{p_0^2} [dB] = 20 \log \frac{p}{p_0} [dB] \quad \text{Rovnice 9 (12, s. 155)}$$

V tomto vzorci p prezentuje měřený akustický tlak, p_0 je akustický tlak při vztažené tlakové hladině I_0 . Jeho velikost je rovna $2 \cdot 10^{-5}$ Pa (9).

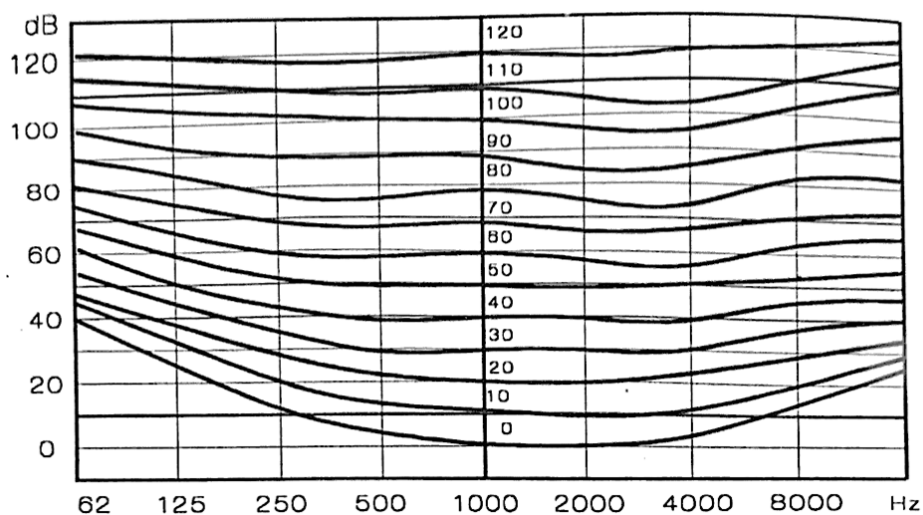
Subjektivní vnímání frekvence zvuku každého člověka popisuje fyzikální veličina hladina hlasitosti. Veličina charakterizuje senzitivitu ucha v celém akustickém pásmu. Pro různé frekvence, výšky tónů, je lidské ucho jinak citlivé. Proto se nám mohou jevit dva zvuky o stejné intenzitě rozdílně silné. Další skutečnost charakterizuje Weber-Fechnerův zákon (10). Podle tohoto zákona platí, že intenzita vjemu roste lineárně, pokud intenzita podnětu roste logaritmicky (14). Jednotkou je fon Ph . Pro tón o frekvenci

1000 Hz platí, že se hladina intenzity v decibelech a hladina hlasitosti ve fonech shodují (10).



Obr. 5 Weber-Fechnerův zákon (14)

Takzvanou křivku 0 fonů označujeme jako hladinu slyšitelnosti. Platí, že 1 Ph při 1000 Hz je roven 1 dB (2). Tento fakt plyne z níže přiloženého obrázku.



Obr. 6 Grafické znázornění hladiny hlasitosti (2)

Člověk nedokáže určit jakým akustickým tlakem nebo intenzitou na něj působíme. To, co dokáže člověk určit, je hlasitost zvukového vjemu (2). Rozdílem oproti hladině hlasitosti je, že dokážeme určit hlasitost více zvukou najednou. Jednotkou je son (10). Hlasitost jeden son má jednoduchý zvuk (sinusová křivka) o kmitočtu 1000 Hz a intenzitě 40 dB. Vzrosteli však hodnota zvuku při stejném kmitočtu o 10 dB, pak hlasitost ve fonech vzroste dvakrát. Zvuk se pak jeví jako dvojnásobně hlasitý (2).

2.7 Audiologie

Význam sluchu pro běžný život je naprosto zřejmý. Hraje důležitou roli při vývoji řeči, je potřebný pro mezilidskou komunikaci a je ochranným a obranným smyslem. Vědní obor zabývající se způsoby a možnostmi vnímání zvuku sluchovým aparátem se nazývá audiologie.

V medicíně je audiologie obor se středem zájmu o lidský sluch. Zaobírá se diagnostikou, následnou léčbou a rehabilitací sluchově postižených jedinců. Cílem konkrétního vyšetření je stanovit typ sluchové poruchy, závažnost a také lokalizovat místo poškození. Audiologie má významnou roli pro ORL a foniatrické oddělení, s nimiž je v úzkém kontaktu. Význam má jistě i pro jiné lékařské obory jako jsou: neurologie, pediatrie, chirurgie aj.

Základní vyšetřovací metodou používanou v tomto oboru je audiometrie neboli vlastní vyšetření sluchu. Audiologie je odkázaná na velice specializované a citlivé přístroje a prostory, příkladem jsou: audiometry, tympanometry, audiometrické komory atd. (2).

Obecně můžeme vyšetřovací metody dělit na objektivní a subjektivní. Subjektivní metody jsou závislé na spolupráci vyšetřované osoby. Pokud spolupráce pacienta není úplná, dochází k nepříznivému výsledku měření. Příkladem subjektivní metody jsou: sluchová zkouška řeči, zkouška ladičkami (Weberova, Rinneho, Schwabachova zkouška aj.), tónová a slovní audiometrie. Objektivní metody naopak nezávisí na spolupráci pacienta. Nedochozí tedy k ovlivnění výsledků. Objektivní metody jsou závislé na specializovaných přístrojích. Mezi objektivní metody patří impedanční audiometrie, toto vyšetření zahrnuje tympanometrii a vyšetření středoušních reflexů (4).

2.7.1 Poruchy a vady sluchu

Sluchovou vadu lze z medicínského hlediska chápat jako přetrvávající, vzdorující stav, zatímco sluchovou poruchu lze pozitivně léčebnou cestou ovlivnit.

Obecně je možno členit postižení sluchu do několika úrovní:

- normální sluch
- nedoslýchavost
- hluchota

U druhého stupně rozlišujeme nedoslýchavost převodní, smíšenou a senzorineurální (též percepční). Senzorineurální nedoslýchavost má další členění, dle lokalizace na nitroušní, centrální a sluchové dráhy. Obdobně rozlišujeme i hluchotu na: praktickou, tototální a psychogenní.

Jedinec má normální sluch tehdy, pokud se neprojevují žádné znatelné komunikační potíže a při audiometrickém vyšetření se na žádné vyšetřované frekvenci neobjevuje překročení hladiny intenzity nad hodnotu 20 dB.

Nedoslýchavost vzniká v důsledku postižení anatomické stavby nebo funkce struktur sluchového aparátu. Pokud je poškozeno ucho vnější a střední, kde dochází hlavně k převodu zvukového signálu z vnějšího okolí až ke smyslovým buňkám, pak hovoříme

o nedoslýchavosti převodní. Pokud je poškozeno vnitřní ucho a sluchová dráha hovoříme o senzorineurální nedoslýchavosti.

Hluchota je stav, kdy jedinec není schopen zpracovat ani porozumět zvukové informaci. Při praktické hluchotě dotyčný jedinec vnímá velmi silné akustické podněty bez možnosti jejich rozlišení. V tomto případě je ztráta slyšení kolem 85%. U totální hluchoty postižený jedinec nezaznamenává žádný zvukový vjem ani při silné akustické stimulaci. Zvláštním případem je psychogenní hluchota. Zde může být reakce na odlišné zvukové podněty pravidelná i nepravidelná. Jedná se o ztrátu sluchu bez fyzického základu. Jak nám již napovídá název, bývá tento stav pozorován u osob s behaviorálními poruchami (2).

Světová zdravotnická organizace WHO třídí tíži sluchové vady podle ztráty v dB do kategorií uvedených v *Tabulka č. 2* (4).

Tabulka č. 2 Hodnocení tíže sluchové vady dle WHO (4)

HTL [dB]	Vyhodnocení
0-25	normální sluch
26-40	lehká nedoslýchavost
41-55	střední nedoslýchavost
56-70	středně těžká nedoslýchavost
71-90	těžká nedoslýchavost
91 a více	velmi těžká sluchová vada

Hodnoty v tabulce jsou dány výpočtem ze ztrát na frekvencích 500 Hz, 1000 Hz a 2000 Hz. Jsou získány následujícím vztahem:

$$HTL = (500 + 1000 + 2000): 3 \text{ [dB]} \quad \text{Rovnice 10 (4, s. 27)}$$

2.7.2 Příčina a příznaky poruch sluchu

Poruchy sluchu obecně klasifikujeme do tří kategorií: převodní, senzorineurální (percepční) a smíšené. Dle tohoto rozdělení lze stejně členit i příčiny poruch sluchu.

Příčinou převodní poruchy sluchu je jakákoliv překážka, jež znemožňuje šíření zvuku z vnějšího prostředí až ke smyslovým buňkám. Může se například jednat o: uzavření vnějšího zvukovodu, poškození bubínku, srůst či oddělení řetězu sluchových kůstek, neprůchodnost Eustachovy trubice atd.

Původ senzorineurálních vad je vázán na stav smyslového epitelu vnitřního ucha a sluchové dráhy, jež propojuje centrální a periferní část sluchového aparátu. Jedná se o vady jako například: nádory sluchového nervu, vrozené organické změny vnitřního ucha, onemocnění sluchové kůry ve spánkovém mozkovém laloku aj.

Poslední skupinou jsou smíšené poruchy sluchu. Ty vznikají kombinací převodních a senzorineurálních příčin (2).

2.7.3 Přístroje k vyšetření sluchu

Jak již bylo zmiňováno v úvodní kapitole audiologie, základní vyšetřovací metodou je audiometrie. Přístroj používaný v audiometrii se nazývá audiometr. Můžeme říci, že se v podstatě jedná o elektroakustický zvukový generátor. Ten je schopen produkovat různé zvukové signály o určité specifické frekvenční skladbě a intenzitě.

Zvukové signály audiometru vznikají v elektronkovém oscilátoru se zpětnou vazbou. Jde o tříelektrodovou elektronku. Tvoří ji anoda, katoda a mřížka. Katoda představuje záporný pól, dochází zde ke žhavení vlákna katody a k následné termoemisi. Při termoemisi se uvolňují elektrony. Ty jsou přitahovány k anodě, jež představuje kladný pól. Mezi anodou a katodou se nachází zmiňovaná mřížka. Zpětná vazba v elektronce přivádí část napětí z anody, jež elektronka již zesílila, zpět na mřížku.

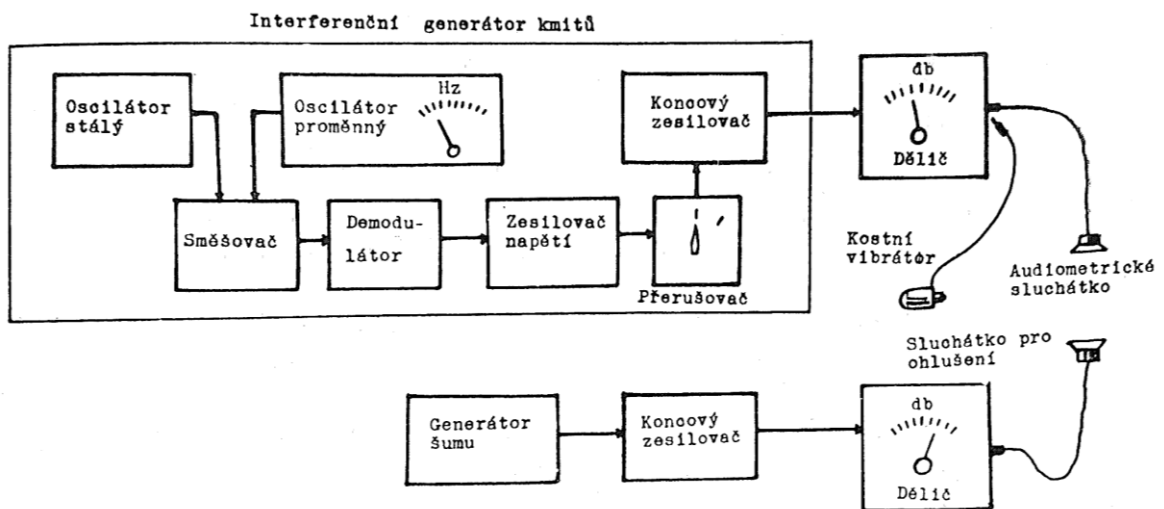
Na zpětnou vazbu je napojen laděný elektrický okruh, ten určuje jakou frekvenci se rozkmitá elektronka. Laděný okruh může být tvořen různými komponenty a na základě jeho stavby rozlišujeme několik druhů těchto generátorů. Může se jednat například

o tzv. LC generátory, RC generátory, interferenční generátory aj. První zmiňovaný typ generátoru je, jak již z názvu vyplývá, sestavený z indukčnosti L (tlumivka) a kapacity C (kondenzátoru). RC generátor představuje složení opět z kapacity C a odporu R. U tohoto typu generátoru se mění ladění (frekvence) změnou odporu.

Nejkvalitnější sinusové kmity o frekvenci nad oblastí slyšitelnosti nám poskytuje interferenční generátor. Změnu frekvence na audiometru může provádět plynule nebo ve skocích. Plynulé přepínání frekvence nám poskytuje právě tento typ generátoru. Generátor tvoří dva oscilátory, kdy jeden z oscilátorů má pevně nastavenou frekvenci a druhý proměnlivou. Kmity z obou generátorů se spojí a projdou demodulátorem s nelineárním zkreslením. Na výstupu pak vzniká vysoký sumační tón a a hluboký diferenční tón. Právě diferenční tón, jehož frekvence je rovna rozdílu frekvencí obou vstupních oscilátorů, se aplikuje v audiometrii. Díky tomuto oscilátoru dosahujeme velkého frekvenčního rozsahu na základě malé změny na proměnném oscilátoru. Získané tóny mají stejnou intenzitu a kvalitu po celém frekvenčním rozsahu.

Audiometr se neskládá pouze z tónového generátoru, ale i dalších komponentů, jako jsou: napěťový dělič, měnič, koncové zesilovače, sluchátka aj.

Pro přehled skladby audiometru s interferenčním generátorem je na *Obr. 7* zjednodušené blokové schéma (9).



Obr. 7 Blokové schéma audiometru s interferenčním generátorem (9)

Dle specifikace měřeného signálu rozlišujeme slovní audiometr, tónový a audiometr pro objektivní audiometrii (2).

Nejrozšířenějším typem přístroje, jenž se v audiometrii využívá je tónový audiometr. Pomocí něj stanovujeme sluchový práh pro přesně zvolené tóny (9).

3 Výzkumná část

Inspirací pro zvolení tématu této bakalářské práce nám byly zahraniční studie, které se rovněž týkaly vyhodnocení aplikací určených k individuálnímu testování sluchu a možností jejich uplatnění. V jedné ze studií se zabývali pouze aplikacemi založenými na mobilních telefonech iPhone. My jsme se rozhodli pro uživatelsky dostupnější variantu testování vzhledem k operačnímu systému mobilu, konkrétně pro iOS a Android. Ve studii dále zmiňují aplikaci nejrozličnějších dostupných modelů sluchátek, jako jsou špuntová sluchátka do uší a modely přes hlavu (15). Jiná z inspirativních studií se věnovala testování sluchu v zemi s finančně omezenými zdroji, co se zdravotnictví týče a spojení mobilního telefonu a sluchátek se zdálo jako praktická volba uplatnění (16). Výsledky této studie se projeví jako postačující. V posledním vědeckém článku autoři mj. ověřovali hypotézu, že ztráta sluchu je spojená s poklesem kognitivních funkcí a zvýšenou predispozicí k demenci (17).

V duchu výše zmíněných studií jsme se rozhodli experimentálně ověřit aplikaci pro měření sluchového prahu a zhodnotit korektnost získaných údajů v závislosti na modelu sluchátek, a zda se naskytne velká rozdílnost mezi naměřenými daty.

Námi vybraná aplikace Hearing Test je uživatelsky dostupná v příslušných obchodech s aplikacemi. Tato aplikace je přímo určena k testování sluchu. Aplikace v mobilním telefonu funguje tak, že pošle zvukové signály o konkrétní charakteristice skrze sluchátka.

Tóny generované aplikací jsme se rozhodli ověřit pomocí přístroje, zachytit jejich průběh a frekvenční charakteristiku. Následně jsme funkčnost aplikace testovali na skupině vybraných figurantů, vždy v kombinaci stejného mobilního telefonu, konkrétně model iPhone XS od firmy Apple, a odlišného typu sluchátek (přesné názvy použitých modelů sluchátek viz níže kapitola 3.1.2).

3.1.1 Technické parametry u sluchátek

K technickým parametrům sluchátek patří kmitočtový rozsah, hladina akustického tlaku, frekvenční odezva, harmonické zkreslení, přítlak aj.

Kmitočtový též frekvenční rozsah uvádí meze reprodukovatelných frekvencí konkrétního zařízení. Zvuková frekvence se měří v jednotkách hertz, rozsah je tudíž taktéž uváděn v těchto jednotkách (18). Údaj by měl být uváděn k určité hodnotě útlumu v decibelech. Hodnota útlumu pak mění relevantnost udávaného kmitočtového rozsahu.

Hladina akustického tlaku, označována zkratkou SPL, pochází z anglického názvu *Sound Pressure Level*. Hodnota je odvozena od tlaku zvukové vlny vzheledem k referenční hodnotě, ta je rovna $2 \cdot 10^{-5}$ Pa. Referenční hodnota označuje dohodnutý minimální práh lidského sluchu. Je jí přiřazena úroveň 0 dB (18). V podstatě lze SPL považovat jako hodnotu akustického výkonu sluchátek. Výrobci udávají parametr hladiny akustického tlaku v decibelech k určité frekvenci, nejčastěji je hodnota vztažena k 1 kHz. Jedná se o logaritmickou jednotku (18). Obecně je větší hodnota SPL lepší.

Frekvenční odezva je parametr často znázorněn pomocí grafu. Křivka popisuje schopnost zesílení sluchátek v celé řadě frekvencí, respektive ve frekvenčním rozsahu daného modelu sluchátek. Na podélné ose jsou vyneseny hodnoty frekvence, na svislé ose jsou hodnoty SPL v decibelech. Graf tedy znázorňuje, jakého výkonu jsou sluchátka schopny při dané frekvenci (18).

Celkové harmonické zkreslení dostupné pod zkratkou THD z *Total Harmonic Distortion* indikuje přítomnost nežádoucích frekvencí ve zvuku, jenž vytvoří měniče sluchátek nebo vibrační chování membrány sluchátka. Tyto nechtěné frekvence ve zvuku nazýváme jako artefakty. Při poslechu jej může jedinec rozpoznat jako rachotivý zvuk. U kvalitního zvukového zařízení by měla být hodnota THD menší jak 1% (18).

Přítlak neboli v anglickém jazyce *Contact Pressure* je síla přítlaku mušlí. S tímto parametrem se setkáváme u sluchátek přes hlavu. Odpovídá síle, se kterou tlačí mušle proti hlavě. Parametr je důležitý hlavně pro útlum zvuků, které přicházejí z vnějšího prostředí, ale také určují jaké množství se dostane naopak ven. Dále značí pohodlí pro uživatele při nošení sluchátek. Udává se v newtonech a běžně se hodnota pohybuje kolem 1 až 5 N (19).

Impedance u sluchátek udává elektrický odpor celého obvodu, je elektrickým parametrem měničů. Elektrická impedance by správně měla odpovídat specifikaci výstupu zesilovače, který jej řídí. Parametr je důležitý ve spojitosti s výkonem zdroje, jenž je sluchátkům dodáván. Protože sluchátka s vysokou impedancí potřebují dostatečně výkonný zdroj signálu. Naopak u sluchátek s nižší impedancí pak není potřeba dodat tak velké množství energie. Výhodou nižší impedance je prodloužení výdrže osobního poslechového zařízení. Impedance se udává v jednotkách ohm (18).

Dalším parametrem, se kterým se setkáme, je citlivost. Parametr udává poměr výstupního napětí a akustického tlaku (hlasitosti), jenž tuto hlasitost dokázal vybudit. Parametr se pak udává jako hodnota SPL v decibelech produkovaná sluchátkem s příkonem 1 mW. Tato velikost příkonu je standardně užívanou hodnotou pro sluchátka. V podstatě je citlivost měřítkem toho, jak jsou sluchátka schopna převádět elektrický signál do slyšitelného zvuku. Uvádí se v jednotkách decibel na miliwatt (20).

3.1.2 Parametry použitých sluchátek

Pro námi prováděný experiment byly použity dva modely sluchátek. Prvním modelem jsou sluchátka Marshall Major III bluetooth, druhým jsou Sony MDR-ZX310.

První model pochází od výrobce Marshall Amplification PLC. Jedná se o hudební sluchátka přes hlavu, jež zahrnují i bezdrátovou technologii. Bezdrátovou technologii, kterou tento model sluchátek nabízí, zprostředkovává pomocí Bluetooth technologie. Bluetooth je nejmladším typem bezdrátového přenosu, jenž se u sluchátek v současnosti nachází. Pro experimentální měření jsme však použili drátového připojení, které tento model též nabízí, přírodní kabel pro drátové připojení je zakončen 3,5 mm jack konektorem. Tuto variantu jsme zvolili z důvodu, aby signál nebyl zkreslen bezdrátovým přenosem a zároveň aby byly shodné podmínky pro oba druhy sluchátek.

Druhý model je od výrobce Sony Corporation. Obdobně jako u prvního zvoleného modelu se jedná o sluchátka přes hlavu. Zvolený typ využívá pouze drátového připojení pomocí 3,5 mm jack konektoru.

Pro oba modely jsme dohledali technické parametry, jež jsou dostupné na oficiálních stránkách obou výrobců. Navíc se nám podařilo najít graf frekvenční odezvy, jenž je

pro představu o zvukových vlastnostech sluchátek nejlepší. Údaje si můžeme prohlédnout v níže přiložené tabulce *Tabulka č. 3*.

V tabulce nejsou uvedeny všechny technické údaje zmiňované v kapitole 3.1.1 a to z důvodu, že jej ani jeden z výrobců neuvádí, nejsou nikde zveřejněny a nejsou ani jiným způsobem dohledatelné.

Parametr frekvenční odezvy nemohl být zakomponován do tabulky, jelikož se jedná o znázornění pomocí grafu. Jeho podoba je umístěna v příloze (viz *Příloha C*).

Tabulka č. 3 Technická specifikace sluchátek (21) (22)

Technický parametr	Marshall Major III	Sony MDR-ZX310
typ reproduktoru, rozměr [mm]	dynamický, 40	dynamický, 30
kmitočtový rozsah [Hz]	20 - 20 000	10 - 24 000
impedance [Ω] (při 1 kHz)	32	24
citlivost [dB/mW]	97	98



Obr. 8 Sluchátka Marshall Major III Bluetooth (zdroj: vlastní)



Obr. 9 Sluchátka Sony MDR-ZX310 (zdroj: vlastní)

3.2 Postup a průběh měření v audiometrii

Hlavní subjektivní diagnostickou metodou v audiologii je tónová audiometrie. Postup, požadavky a podmínky pro základní měření stanovují zákonné normy ČSN EN ISO 8253-1 (01 1635). Jedná se o české znění mezinárodní normy vydané 1. 5. 2011. Zahrnují specifikace audiometrického zařízení, podmínek a prostorů, kde se měření provádí (13).

Tónová audiometrie spočívá v pouštění čistých tónů o určitém kmitočtu (Hz) a intenzitě (dB) pomocí přístroje, audiometru, do ucha vyšetřovaného. Čistým tónem je myšlen akustický signál o sinusovém průběhu. Měření zahajujeme frekvencí, jež se nachází uprostřed sluchového pole, tj. kmitočtem 1000 Hz, a na lépe slyšícím uchu. Po frekvenci 1000 Hz následují tóny o vyšším kmitočtu. V pořadí: 2000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz, 8000 Hz. Po proměření vysokých frekvencí se vracíme opět k frekvenci 1000 Hz, a pokračujeme do kmitočtově nižších frekvencí 500 Hz, 250 Hz a 150 Hz.

Jednotlivá postupnost frekvencí při vyšetření je znázorněna na následujícím schématu.

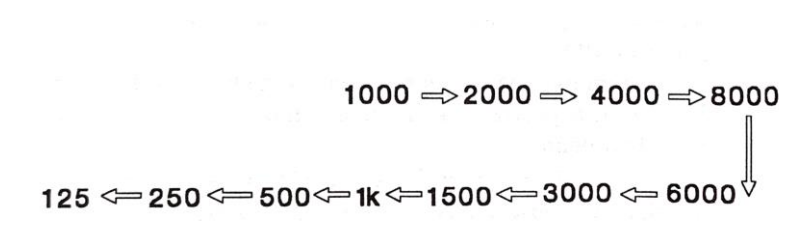


Schéma č. 1 Pořadí frekvencí při tónové audiometrii (2)

Vyšetřovaný nedokáže zhodnotit akustický tlak či intenzitu tónů, ale vnímá je jako hlasitost, jež je subjektivní veličina. Proměření sluchu se zahajuje na 1 kHz, jelikož je ve frekvenční oblasti 1500 až 2000 Hz lidské ucho nejcitlivější a rozliší i nepatrné změny v intenzitě. Naopak hluboké tóny nejsou snadno rozpoznatelné a je potřeba stimulace o vyšší hladině intenzity k vyvolání sluchového vjemu.

Průběh vyšetření tónové audiometrie probíhá následujícím způsobem. Vyšetřovaný sedí ve speciální odhlučněné kabině, audiokomoře. Zde se nachází spolu s pacientem i osoba provádějící měření a přístroj, jenž je doplněn o sluchátka a tlačítko, kterým dotyčný jedinec signalizuje, zda udávaný tón slyší či nikoliv. Vyšetřovaná osoba by měla být

usazena tak, aby neviděla na vyšetřujícího a zároveň ani na desku audiometru. Následně je provedena instruktáž.

Dle metodiky zahajujeme vyšetření na lepším uchu a tónem o kmitočtu 1000 Hz. V této frekvenci postupně zvětšujeme intenzitu, dokud nám pacient nedá najevo zmáčknutím tlačítka, že tón slyší. Zvuk určité výšky ztlumíme, eventuálně přerušíme a postup opakujeme na každé frekvenci přibližně dvakrát či třikrát. Z opakovaně udaných intenzit pacientem na stejné frekvenci vždy zaznamenáváme nejnižší hodnotu intenzity, kterou pacient opakovaně potvrdil, že slyší. Takto provádíme na všech měřených frekvencích (2).

Příklad audiometrického přístroje, jenž se běžně používá v klinické praxi, je zobrazen na Obr. 10.

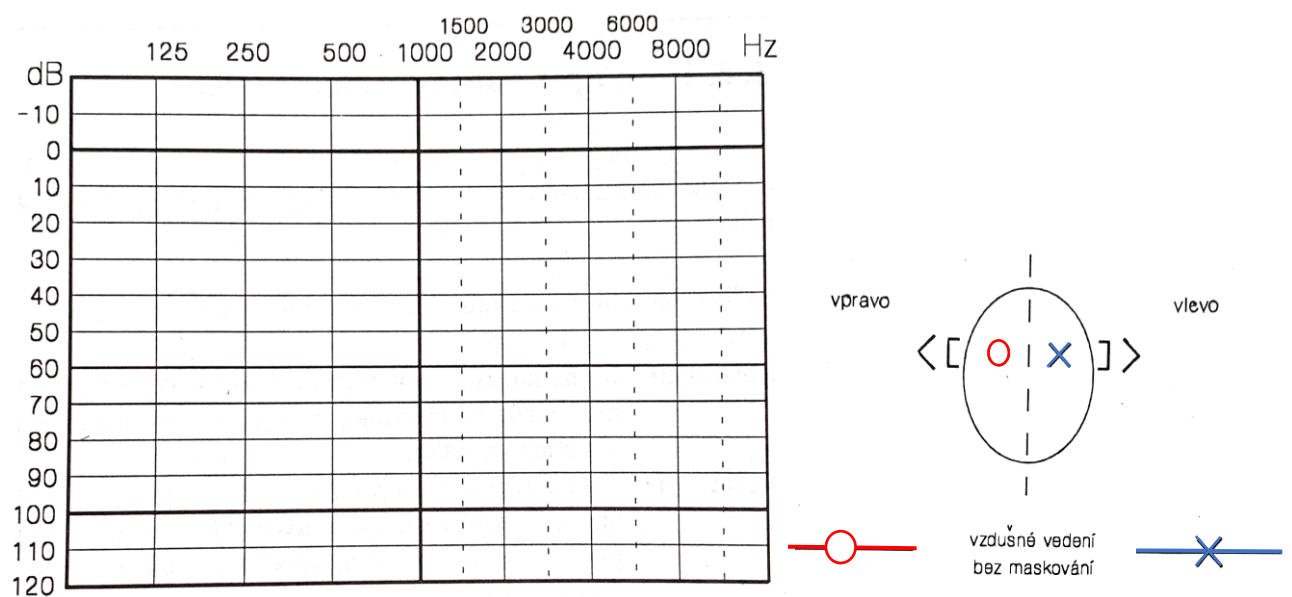


Obr. 10 Audiometrické zařízení pro tónovou audiometrii (zdroj: vlastní)

Výstupem vyšetření je grafické znázornění, audiogram, jenž popisuje sluchové ztráty v decibelech v závislosti na kmitočtu (13). Sluchová ztráta se vyjadřuje v decibelech a představuje rozdíl mezi hladinou intenzity 0 dB a intenzitou udanou jedincem. Křivka hladiny intenzity nula decibel je stanovena pro snažší a lépe prakticky proveditelné

zhodnocení sluchu, označujeme ji jako relativní práh sluchu. Z fyzikálního hlediska je totiž pro jednotlivé tóny o totožné intenzitě odlišný akustický tlak, a pak by tato referenční křivka měla mít odlišný průběh v porovnání s křivkou, ze které se v audiometrii vychází. Křivka, jež odpovídá skutečným fyzikálním hodnotám se nazývá absolutní práh sluchu. V klinické praxi není tento práh používán, jelikož by vyhodnocení bylo obtížnější (2). Podobu absolutního a relativního sluchového práhu nalezneme v příloze (viz *Příloha A*).

V záznamu výsledného grafu, audiogramu, nalezneme dvě křivky, jednu pro pravé a druhou pro levé ucho. Značení v audiogramu je odlišeno barevnými značkami a symboly. Hlavním cílem vyšetření je stanovit práh slyšitelnosti jedince. Dalé je možné z audiogramu určit typ nedoslýchavosti, úroveň postižení sluchu a další skutečnosti (13). Záznamový arch audiogramu představuje síť svislých a vodorovných čar. Jeho podoba je na obrázku *Obr. 11*.



Obr. 11 Formulář audiogramu a značení - převzato a upraveno z (2)

Na základě průběhu křivky ve formuláři audiogramu rozlišujeme několik typů audiogramů. Příkladem jsou: plochý audiogram, vyznačující převodní nedoslýchavost, strmý audiogram, kopcovitý audiogram aj.

Výsledek měření značně ovlivňuje spolupráce pacienta, jenž je při tomto vyšetření zásadní, je tomu tak z důvodu subjektivního vyhodnocení pacientem. Stává se, že během

vyšetření pacient udává až z jeho pohledu dobře slyšitelný tón, nikoliv prvotní slyšitelný tón (13). Jedná se totiž zcela o subjektivní metodu měření. Dále hraje důležitou roli ve vyhodnocení audiogramu anamnéza, ale i věk vyšetřovaného. U vysokého věku musíme brát v potaz nedoslýchavost způsobenou věkem, ovšem i zde je limit pro hodnotu ztráty sluchu. Tato hranice ztráty se s věkem zvyšuje.

3.3 Měřicí systém Dewetron

Akustické vlastnosti vybraných modelů sluchátek jsme měřili pomocí měřicího systému Dewetron DEWE 800 s měřicí kartou ORION-824-200, *Obr. 12.*, jenž s dodaným softwarem Dewesoft slouží k záznamu, úpravě a vyhodnocení naměřených dat.

Obecně systémy Dewetron představují univerzální měřicí přístroje na bázi PC, včetně softwarevé podpory. Komponenty a moduly pro úpravu signálu měřicí techniky jsou dle zadání a požadavků uživatele. Vybavení měřicího systému je v závislosti na oblasti specifického použití. Veškeré součásti jsou uloženy v robustní přenosné skříni.

Právě univerzálnost přístroje nachází uplatnění například při testování leteckých motorů, různých leteckých komponentů a součástek, nebo dále třeba k energetickým analýzám, v automobilovém průmyslu aj.

My jsme využili možnosti aplikace přístroje jakožto zařízení pro akustická měření. K aparátu jsme připojili měřicí mikrofon Microtech Gefell GMBH, konkrétně model M370, a to pomocí vysokofrekvenčního BNC konektoru. Tento model představuje ICP akustický snímač, což znamená že mikrofon obsahuje piezoelektrický integrovaný obvod s vestavěným mikroelektronickým zesilovačem. Výhodou ICP je snadný přenos signálu i na velké vzdálenosti v prostředích, kde je velké rušení.



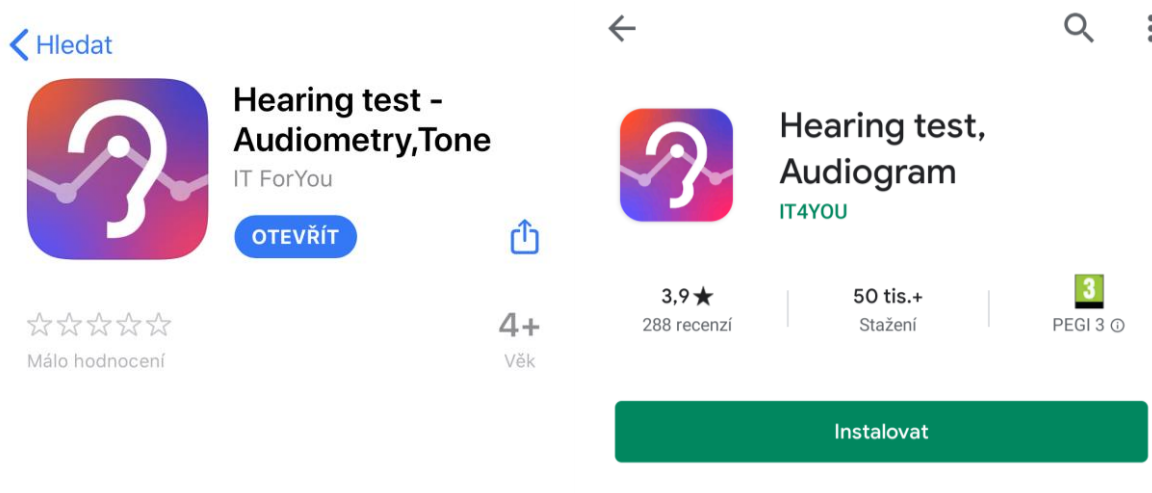
Obr. 12 Měřicí systém Dewetron DEWE 800 (zdroj: vlastní)

3.4 Testovaná mobilní aplikace

Aplikace použitá pro výzkumnou část nese anglický název Hearing test. Aplikace pochází od IT ForYou, který představuje mezinárodního vývojáře inovativních technologií v oblasti srozumitelnosti řeči a zpracování zvukových signálů.

Naším kritériem byla volná dostupnost pro nejvíce běžně užívané mobilní operační systémy Android a iOS, aby bylo co nejširší spektrum možných uživatelů. Následujícím předpokladem bylo, aby princip, na němž aplikace pracuje, se co nejvíce podobal postupům používaným v tónové audiometrii.

Vzhled ikony aplikace v online distribučních službách systémů Android a iOS, jsou na následujícím obrázku *Obr. 13*.



Obr. 13 Podoba ikony aplikace (vlevo - operační systém iOS, vpravo - operační systém Android)

Aplikace funguje následujícím způsobem. Před zahájením měření aplikace požaduje zapojení sluchátek do telefonu, jejich nastavení na maximální možnou hlasitost a tiché prostředí. Bez splnění těchto podmínek se testování nezačíná. Dále následuje nastavení uživatelského profilu, je vyžadován věk a pohlaví.

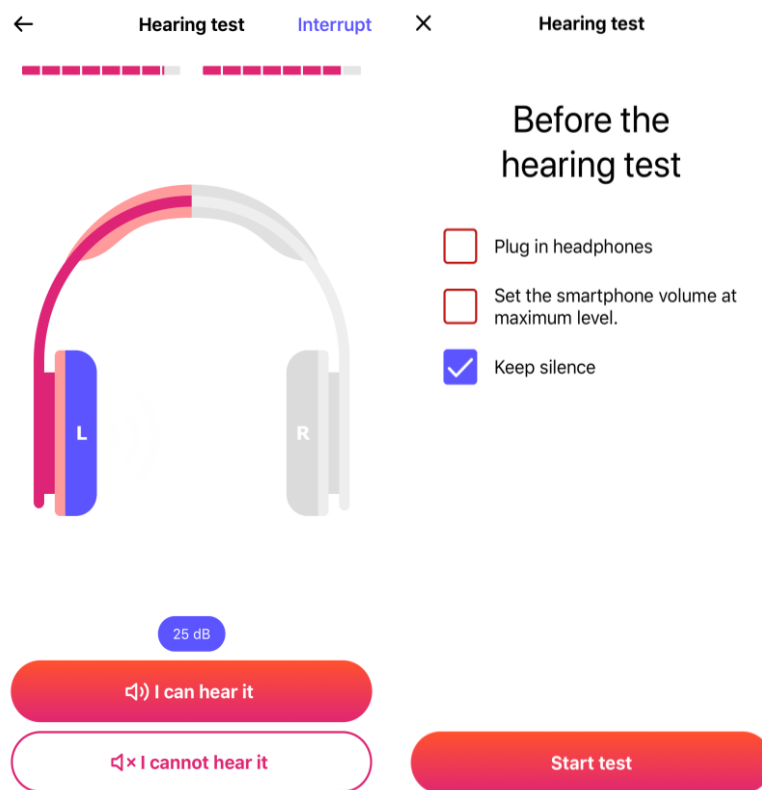
Mobilní aplikace generuje zvukové signály na celkem 8 rozdílných frekvencích. Frekvenčně se pohybujeme od 125 Hz do 8000 Hz. Test je zahajován na 1 kHz, odtud se pohybuje k vyšším kmitočetům, v pořadí 2 kHz, 3 kHz, 4kHz a končí se na 8 kHz. Z vysoké frekvence 8 kHz rovnou na kmitočet nízkých hodnot 500 Hz, 250 Hz a 125 Hz.

Na každé frekvenci je měněna intenzita v závislosti na odpovědi uživatele, který dotykem na ikonu s názvem *I can hear it* nebo *I cannot hear it* na displeji mobilního telefonu potvrdí, zda tón slyší či neslyší. Měření je zahájeno intenzitou 35 dB, pokud tón slyší, je intenzita snížena na 25 dB, dále na 15 dB a 5 dB. V případě, že dotyčný neslyší již prvotní intenzitu 35 dB, vzroste intenzita na 50 dB, pokud se bude negativní odpověď opakovat, roste intenzita dále na 60 dB, 70 dB až na 90 dB, což je již velice nepříjemný akustický podnět. Jestliže se pohybujeme například na intenzitě 5 dB a tón neslyšíme, aplikace zvýší intenzitu o 5 dB, kde potvrdíme zda slyším. Pokud ano, opět intenzita klesne. Takto si aplikace skutečně prověří adekvátnost odpovědi. Průběžně je vždy střídáno ucho v pořadí levé, pravé. Pro snažší orientaci uživatele je zde v průběhu užívání aplikace i náležitá grafická ilustrace.

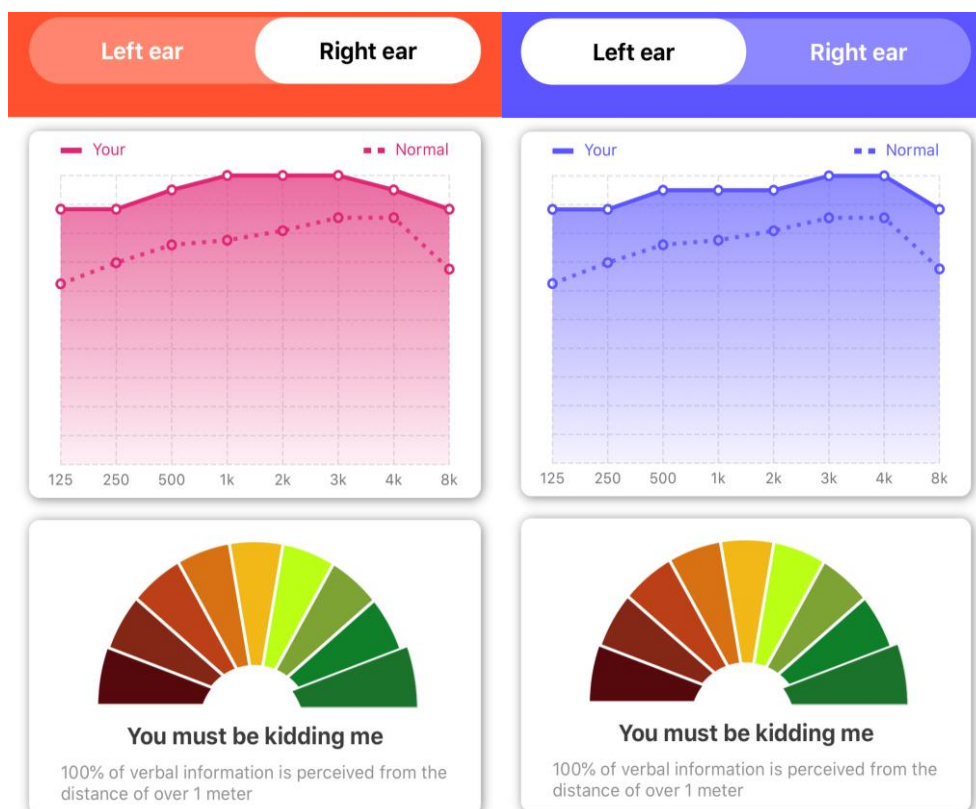
Po skončení testování nám je vykreslen audiogram pro obě uši. Naše naměřené hodnoty jsou zde zobrazeny společně s křivkou normálního sluchu, takže je lze snadno porovnat. Aplikace zobrazí i jednoduché slovní hodnocení. Výhodou je, že dodržuje stejné barevné značení jako využívá tónová audiometrie.

Pro oba zmiňované operační systémy mobilních telefonů aplikace funguje na stejném principu, i její grafický vzhled je totožný.

Grafické prostředí aplikace je znázorněno na obrázcích *Obr. 14*, *Obr. 15*.



Obr. 14 Vizualní prostředí aplikace



Obr. 15 Grafické znázornění výsledku

3.5 Vlastní měření

Experiment probíhal následovně. K mobilnímu telefonu jsme připojili nejprve první model sluchátek od výrobce Marshall. Sluchátka jsme podložili akustickou pěnou. Mezi mušle vybraného modelu sluchátek jsme umístili měřící mikrofón, jenž byl společně propojen se systémem Dewetron. Při přípravě bylo snahou umístění mikrofónu souměrně mezi obě sluchátka. Následně jsme takto připravenou měřící soustavu opět přikryli další vrstvou akustické pěny a to, aby došlo k co nejlepšímu odizolování od možných okolních rušivých zvuku, které by mohly narušit měření. Obdobně jsme postup opakovali i u druhého modelu sluchátek Sony.

Po nachystání měřeného subjektu, sluchátek, jsme následně spustili měřící program se vzorkovací frekvencí 20 kHz a v mobilní aplikaci spustili test, jenž začal s generací tónů. Vzorkovací frekvenci jsme zvolili 20 kHz, aby byl dodržen tzv. Shannonův teorém,

ten nám říká, že vzorkovací frekvence musí být větší než dvojnásobek nejvyšší frekvence harmonických složek obsažených ve vzorkovaném signálu. V našem případě byla vzorkovaná frekvence maximálně 8 kHz. Pokud bychom zvolili vzorkovací frekvenci nižší mohlo by dojít k nežádoucímu jevu aliasingu, což je zkreslení signálu způsobené jeho podvzorkováním. Jejich průběh a naměřené hodnoty byly zaznamenány softwarem, kterým systém Dewetron disponuje.

Před zahájením celého měření sluchátek jsme si změřili úroveň hluku v místnosti, kde se experiment prováděl. Účinili jsme tak pomocí hlukoměru Testo 815. Hlukoměr jsme nastavili dle instrukcí uvedených v manuálu od výrobce pro požadovaný typ měření.

Naměřená hodnota hluku v užívaném prostoru činí 53,8 dB. Hodnota hladiny intenzity je upravena o váženou hladinu A, je tedy pozměněna o vlastnosti lidského ucha. To samé platí i pro samotné experimentální měření, zahrnuli jsme taktéž charakteristiku A.

Vzhled hlukoměru a hodnota zaznamenaného hluku (dB) v prostorách měření je na následujícím obrázku *Obr. 16*.



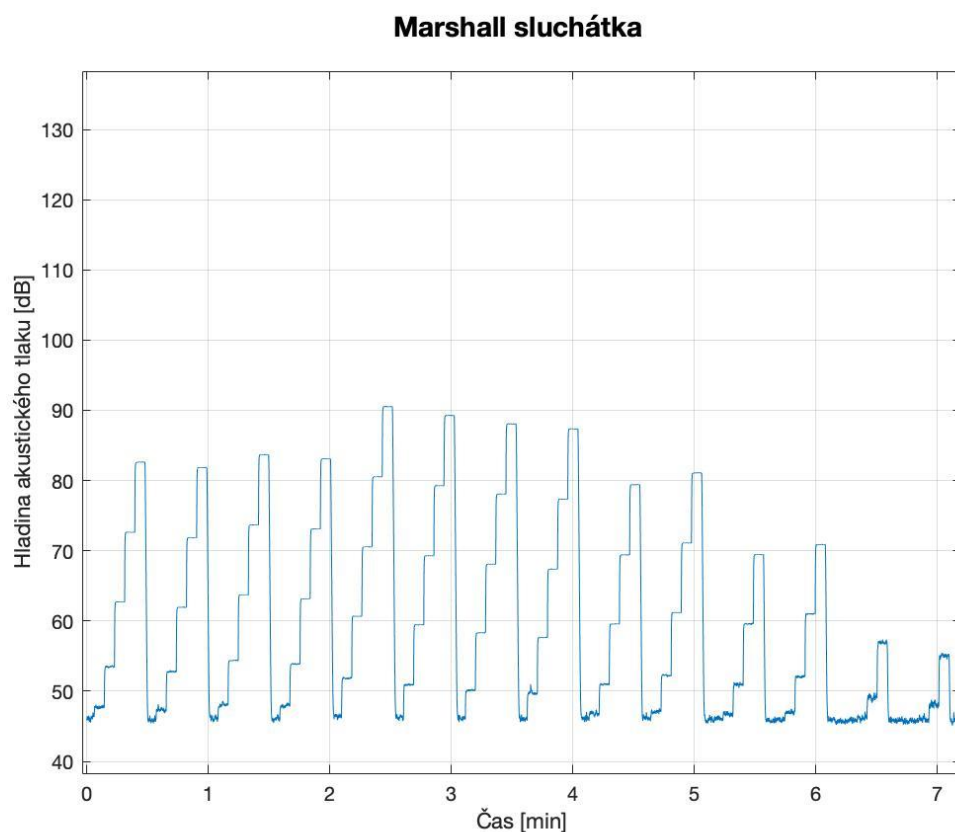
Obr. 16 Hlukoměr Testo 815 (vlevo), číselná hodnota úrovně hluku v místnosti (vpravo) (zdroj: vlastní)

Data z obou měření byla následně exportována ve formátu pro programovací prostředí Matlab z důvodu velkého objemu dat (vysoká vzorkovací frekvence (20 kHz), časově dlouhé měření (jednotky minut)). V tomto programu byla data i následně zpracována pro grafické znázornění průběhu, jenž můžeme vidět na níže uvedených grafech *Graf 1* a *Graf 2*. V přiložených grafech je na svislé ose vyznačená hladina intenzity (dB), horizontální osa představuje časový údaj, kde se pohybujeme v rozmezí minut.

Bez odezvy uživatele aplikace trvá generace tónů více než 7 minut. Je to z důvodu toho, že na každé frekvenci docházelo ke zvyšování intenzity, kterou aplikace proměřuje, na maximum 90 dB.

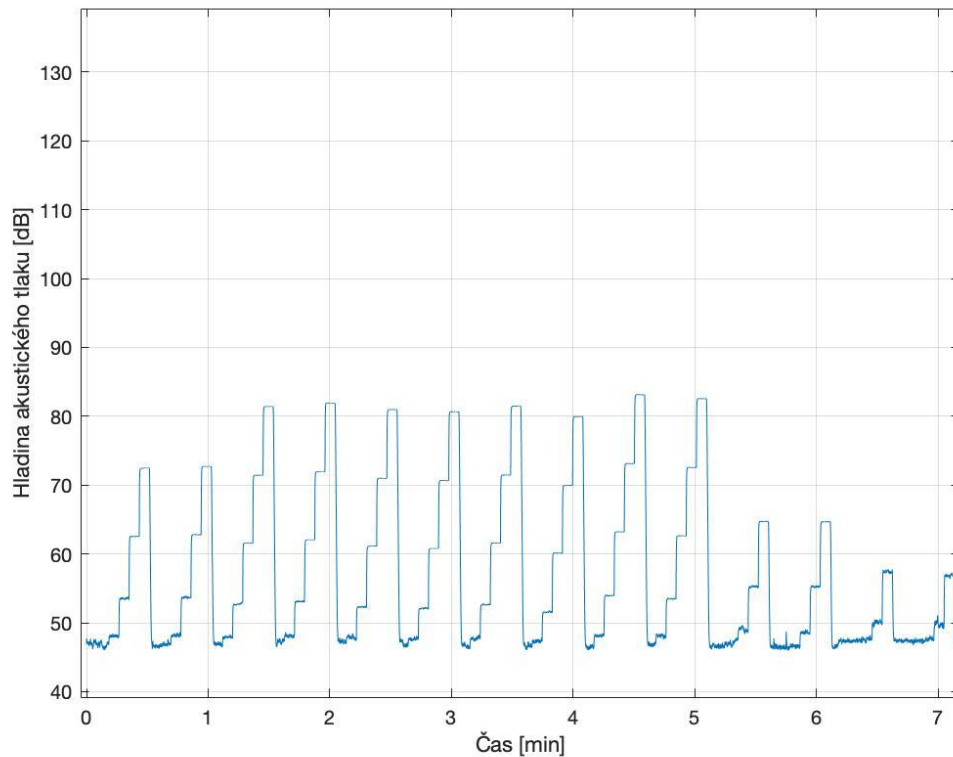
Subjektivní měření každého respondenta pomocí aplikace pak trvalo v průměru kolem 4 minut.

Během měření jsme zaznamenávali čas, hladinu intenzity a frekvenci.



Graf 1 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Marshall III Bluetooth

Sony sluchátka



Graf 2 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Sony MDR-ZX310

Cílem celého měření bylo zaznamenat intenzitu zvuku vycházejícího ze sluchátek vždy na konkrétní frekvenci v časovém průběhu. Vždy nejpre pro jedno a pak pro druhé sluchátko pro oba zvolené modely. Graf frekvencí, na kterých k zesilování intenzity docházelo nalezneme níže (viz *Graf 3*).

Takto přístojově ověřenou aparaturu, ve složení mobil a sluchátka, jsme aplikovali na skupině vybraných studentů. Získané údaje jsou tabulce *Tabulka č. 4*, její plnou verzi nalezneme v *Příloha B*.

Tabulka č. 4 Číselné hodnoty měření získané z audiogramů jednotlivých testovaných subjektů

ID	POHLAVÍ	VĚK	POUŽITÝ MODEL SLUCHÁTEK	ZTRÁTA NA FREKVENCI 1 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 2 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 3 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 4 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 8 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 500 Hz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 250 Hz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 125 Hz [dB]	
				L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
1	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	12	8	5	5	5	5	5	8	15	15	18	12	18	18	22	18
			Sony MDR-ZX310	15	12	5	5	5	5	12	18	15	12	12	5	12	8	18	12
2	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	5	0	0	5	0	0	0	0	5	5	5	5	12	12	12	12
			Sony MDR-ZX310	5	0	5	0	5	5	5	12	12	8	5	5	5	5	12	5
3	MUŽ	23	Marshall Major III Bluetooth	5	5	0	5	0	5	0	0	12	8	8	5	15	12	12	5
			Sony MDR-ZX310	5	0	5	0	5	5	5	0	5	8	5	5	8	8	8	12
4	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	12	5	5	5	5	0	0	0	8	8	15	15	12	12	12	8
			Sony MDR-ZX310	8	8	8	5	5	0	0	0	8	5	12	12	12	12	12	12
5	ŽENA	22	Marshall Major III Bluetooth	5	5	5	5	0	0	0	0	8	5	12	5	5	15	12	12
			Sony MDR-ZX310	5	5	8	0	0	5	5	8	8	5	5	5	5	8	8	8
6	ŽENA	21	Marshall Major III Bluetooth	0	0	0	5	0	5	0	5	15	25	8	8	12	15	15	15
			Sony MDR-ZX310	5	8	5	8	5	5	5	5	15	22	12	15	15	15	15	15
7	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	5	5	0	5	0	0	5	0	5	8	8	8	8	12	12	15
			Sony MDR-ZX310	0	0	0	5	5	5	5	0	5	5	0	5	8	5	8	12
8	MUŽ	21	Marshall Major III Bluetooth	5	8	5	5	5	5	0	5	5	0	8	8	12	12	15	25
			Sony MDR-ZX310	12	12	8	8	8	5	8	5	5	8	12	12	12	15	15	15

V hlavičce výše uvedené tabulky můžeme vidět informace jako jsou ID, pohlaví, věk, název použitého modelu a číselné hodnoty, které vyjadřují ztrátu v decibelech na odpovídajícím kmitočtu.

Název ID označuje číselné pořadí testovaného subjektu, kde ke každému ID jsou doplněny informace. Bylo zvoleno vypsání těchto obecných údajů, aby došlo k zachování anonymity každého studenta, který se rozhodl otestování dobrovolně podrobit a zároveň k jejich odlišení.

Měření se celkem zúčastnilo 20 studentů, kdy každý absolvoval měření dvakrát, vždy se změnou sluchátek. To nám dává dohromady tabulku o 40 řádcích číselných hodnot, jež jsou následně v práci statisticky vyhodnoceny.

3.6 Analýza výzkumných dat

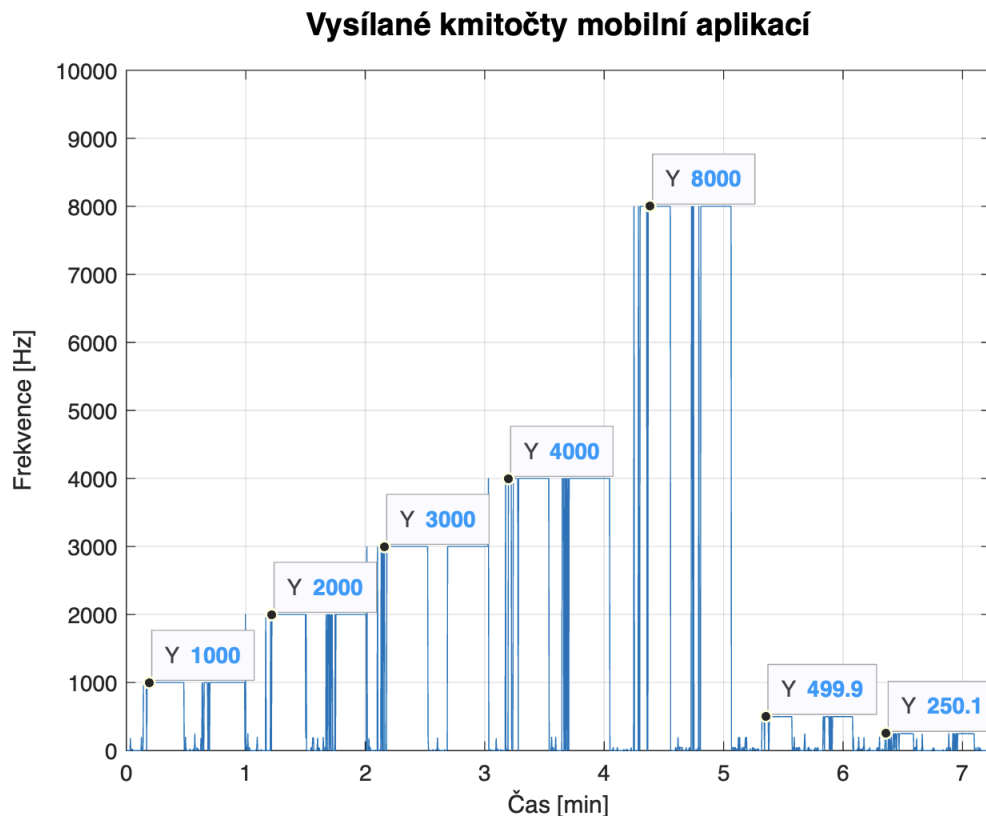
3.6.1 Data naměřená systémem Dewetron

Systém Dewetron zprostředkovává po naměření možnost detailnějšího zkoumání a analýzy výsledného záznamu, jež byl měřením získán. Touto funkcí nám bylo umožněno z již naměřených dat získat i doplňující informace.

Rozhodli jsme se ze souboru získat informaci o vysílaných kmitočtech, na nichž aplikace intenzitu postupně zesiluje. Tento údaj nám posloužil ke zhodnocení, zda opravdu zmíněných frekvenčních hodnot aplikace dosahuje a odpovídají tak popisu, jež udává vývojář aplikace (viz kapitola 3.4).

Získaným důkazem nám je *Graf 3*, který prokazuje číselné hodnoty jednotlivých kmitočtů, v grafu označeno písmenem Y.

Na ose x nalezneme časový údaj v jednotkách minut, na ose y se nachází hodnoty frekvencí v jednotkách hertz.



Graf 3 Generované frekvence mobilní aplikací

Pro porozumnění grafu je nutné si představit vrcholy (peaky) v grafu jako dvojice, kdy první vrchol v průběhu křivky je pro levé a druhý v pořadí pro pravé sluchátko. Dvojice je vždy pro stejný kmitočet.

Z grafu je jasné, že aplikace prochází kmitočty v následujícím pořadí 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 8000 Hz a pak skokovité přechází do nízkých kmitočtů 500 Hz, 250 Hz.

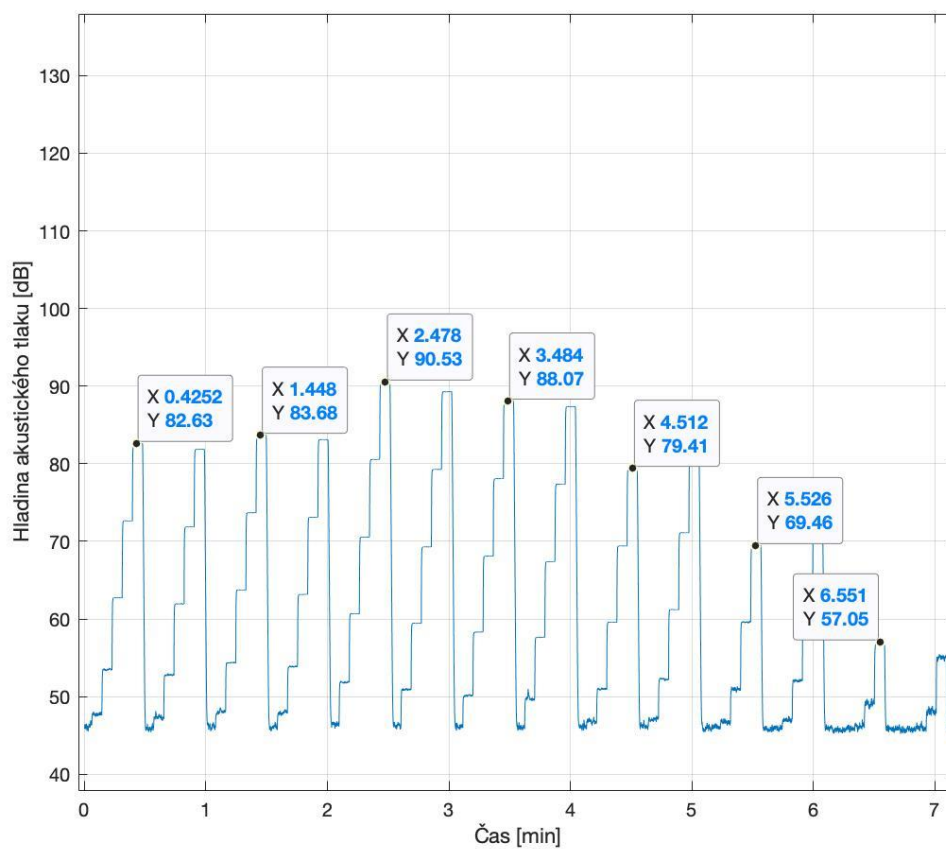
V předešlé kapitole nám byly ukázány pro představu obecné průběhy akustických signálů (*Graf 1*, *Graf 2*), které jsme zaznamenali prostřednictvím mikrofonu. Pro přesnější možné zhodnocení jsme se rozhodli označit pro nás důležité body, maxima intenzit. Hodnoty se na základě parametrů sluchátek odlišují.

V následujících příložených grafech *Graf 4*, *Graf 5* jsou znázorněny hodnoty X a Y. Pro nás důležitou hodnotou jsou hodnoty Y, které znázorňují maximální hodnoty intenzity (*dB*), které byly sluchátka schopna na odpovídajícím kmitočtu vybudit.

Stupně na peakách jsou jednotlivé intenzity, peaky jsou po dvojicích pro levé a pravé sluchátko a každá dvojice má přiřazenou testovací frekvenci

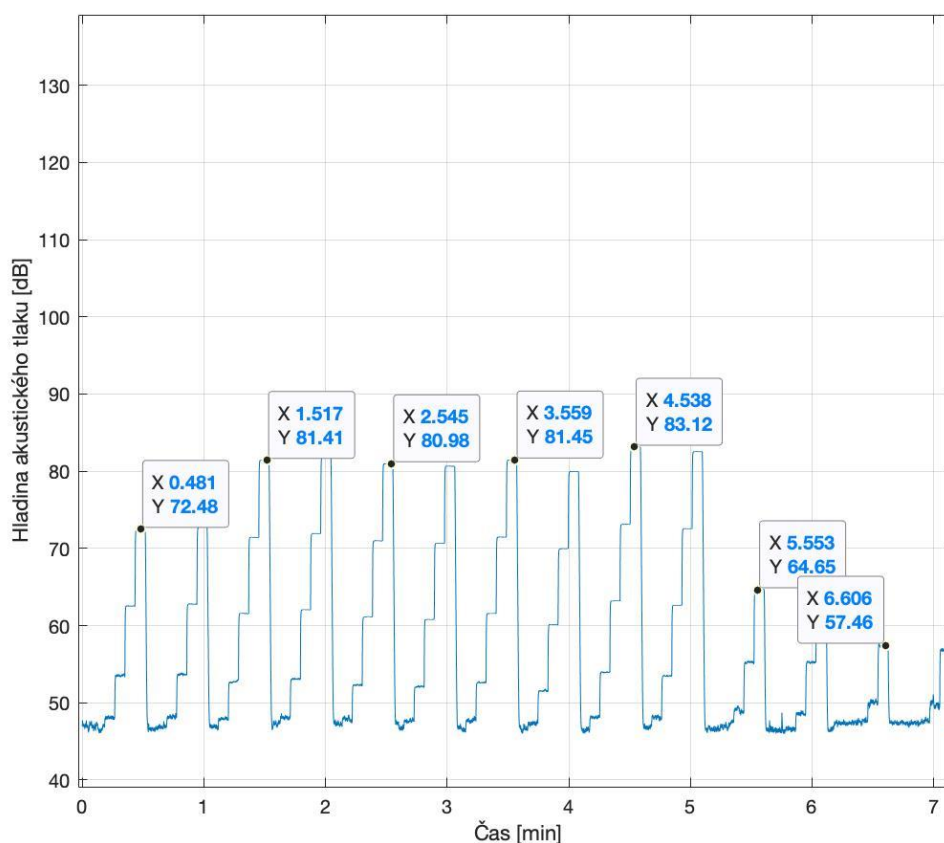
Rozdíly v párech vypovídají o přesnosti umístění mikrofonu a o kvalitě levého a pravého sluchátka při dané frekvenci.

Marshall sluchátka



Graf 4 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Marshall Bluetooth s vyznačením vrcholů reprezentující maximální hodnotu intenzit

Sony sluchátka



Graf 5 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Sony MDR-ZX310 s vyznačením vrcholů reprezentující maximální hodnotu intenzit

Při bližším zkoumání nám z průběhů na grafech *Graf 4* a *Graf 5* vyplývá, že první model hraje lépe na kmitočtech středních a vyšších, dle grafu zhruba kmitočty 1-4 kHz, potom jeho výkon klesá. Naopak u druhého modelu můžeme pozorovat lepší schopnost zesílení na 8 kHz a dále pak v nižších frekvencích.

Tento fakt vyplývá z technického parametru, konkrétně z grafu frekvenční odezvy, který reprezentuje závislost SPL(A) na frekvenci. Jeho podoba je pro oba modely sluchátek v příloze (viz *Příloha C*).

Z grafů lze i při bližším zkoumání vyčíst, zda pravé i levé sluchátko hraje se stejným zesílením.

3.6.2 Data naměřená mobilní aplikací

Měření mobilní aplikací probíhalo velikostně u malého souboru dat. Hovoříme o skupině 20 subjektů, z nichž polovinu tvořily ženy a druhou část muži. U každého jedince probíhalo měření celkem dvakrát, vždy v kombinaci s odlišným modelem sluchátek.

Ke zpracování naměřených hodnot jsme se rozhodli použít program Microsoft Excel.

Pro zhodnocení naším experimentem naměřených dat nám postačil ze statistických metod aritmetický průměr.

Aritmetický průměr řadíme mezi popisné charakteristiky udávající míru polohy určitého sledovaného znaku. Společně s ním sem například patří ještě medián, modus a kvantily. Aritmetický průměr vypočteme jako součet všech hodnot dělený jejich počtem. Lze ho chápat jako jakési „těžiště“ souboru dat. Nežádoucí vlastností průměru pro statistické zpracování je, že jakákoliv odlehlá hodnota způsobí jeho odchýlení. Aritmetický průměr označujeme symbolem \bar{x} (23).

U konkrétního jedince, jenž měření podstoupil, jsme počítali na 8 frekvencích aritmetický průměr pro levé a pravé ucho zvlášť, pro každý model sluchátek. Vypočtené hodnoty aritmetického průměru vycházejí z tabulky, jejíž plná podoba je kvůli její rozsáhlosti umístěna v příloze (viz *Příloha B*). Hodnoty průměrných ztrát jsou v následující níže přiložené tabulce.

Tabulka č. 5 Průměrné ztráty sluchu u testovaných subjektů

ID subjektu	POUŽITÝ MODEL SLUCHÁTEK	PRŮMĚRNÁ ZTRÁTA V dB PRO LEVÉ UCHO	PPRŮMĚRNÁ ZTRÁTA V dB PRO PRAVÉ UCHO
1	Marshall Major III Bluetooth	13	11
	Sony MDR-ZX310	12	10
2	Marshall Major III Bluetooth	5	5
	Sony MDR-ZX310	7	5
3	Marshall Major III Bluetooth	7	6
	Sony MDR-ZX310	6	5
4	Marshall Major III Bluetooth	9	7
	Sony MDR-ZX310	8	7
5	Marshall Major III Bluetooth	6	6
	Sony MDR-ZX310	6	6
6	Marshall Major III Bluetooth	6	10
	Sony MDR-ZX310	10	12
7	Marshall Major III Bluetooth	5	7
	Sony MDR-ZX310	4	5
8	Marshall Major III Bluetooth	7	9
	Sony MDR-ZX310	10	10
9	Marshall Major III Bluetooth	7	7
	Sony MDR-ZX310	8	7
10	Marshall Major III Bluetooth	10	8
	Sony MDR-ZX310	5	5
11	Marshall Major III Bluetooth	20	17
	Sony MDR-ZX310	16	13
12	Marshall Major III Bluetooth	6	5
	Sony MDR-ZX310	6	7
13	Marshall Major III Bluetooth	9	10
	Sony MDR-ZX310	9	8
14	Marshall Major III Bluetooth	10	10

	Sony MDR-ZX310	10	11
15	Marshall Major III Bluetooth	6	6
	Sony MDR-ZX310	6	6
16	Marshall Major III Bluetooth	14	15
	Sony MDR-ZX310	13	12
17	Marshall Major III Bluetooth	15	13
	Sony MDR-ZX310	10	10
18	Marshall Major III Bluetooth	12	12
	Sony MDR-ZX310	13	13
19	Marshall Major III Bluetooth	13	12
	Sony MDR-ZX310	13	13
20	Marshall Major III Bluetooth	11	10
	Sony MDR-ZX310	8	5

Aritmetický průměr jsme se rozhodli počítat tímto způsobem, aby z průměrných hodnot byl co nejlépe vidět rozdíl mezi použitými modely sluchátek. Pokud se zadíváme například na studenta s ID 16, pozorujeme, že je zde nepatrný rozdíl mezi naměřenými hodnotami. Konkrétně je rozdíl mezi modely sluchátek pouze 1 dB pro levé ucho. U pravého ucha je rozdíl 3 dB. Největší zpozorovaný rozdíl je 5 dB, který vidíme u subjektu s ID 10.

Můžeme tedy říci, že model od modelu hodnoty zajisté ovlivňuje, ale né natolik, aby významně zkreslil výsledky měření.

4 Diskuze

Cílem této bakalářské práce je zjištění proměnlivosti získaných hodnot experimentálním měřením u sluchátek s odlišnou technickou specifikací, zda významně ovlivňují průběh a výsledek mobilní sluchové aplikace.

Z dat získaných měřícím systémem Dewetron a z jejich grafických znázornění nám vyplývá, že se na akustických vlastnostech sluchátek odráží jejich technická specifikace, což je předvídatelné.

Experimentem nám vyšlo, že první model hraje lépe na středních a vyšších frekvencích. Tento model je také označován jako sluchátka hudební a naplňuje tedy chtěné požadavky pro tento typ sluchátek. Druhý testovaný model má naopak lepší odezvu na hlubokých tónech, je tomu z důvodu, že se jedná o basová sluchátka. Respondenti i slovně potvrdili, že u druhého modelu se jim zdály hluboké kmitočty slyšitelnější v porovnání s prvním modelem.

Samozřejmě jsme předpokládali, že zde bude odlišnost na základě technických parametrů, ale klíčové bylo zjistit, jak moc velká a zda pak dochází k velkému ovlivnění výsledků získaných ze sluchové mobilní aplikace. Předpoklad se nám povedl experimentálně prokázat.

Jediným úskalím bylo nalezení aplikace, která by splňovala námi stanovené požadavky. Mezi tyto podmínky patřila dostupnost pro více než jeden operační systém a dále, aby se princip fungování aplikace blížil metodice užívané v tónové audiometrii. Vybraná aplikace se blížila nejvíce stanoveným nárokům. Jedinou odlišností, jež u aplikace nalezneme je v přechodu z vysokých kmitočtů na nízké. Konkrétně, při tónové audiometrii se po vyšetření kmitočtu 8000 Hz se klesá na 1000 Hz, aby se sluchový aparát srovnal a mohl pacient pak lépe detekovat následující hluboké tóny. U aplikace se z kmitočtu 8000 Hz aplikace nevrací zpět na 1000 Hz, ale skokovitě pokračuje rovnou na frekvenci 500 Hz.

5 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo zjištění proměnlivosti získaných hodnot experimentálním měřením u sluchátek s odlišnou technickou specifikací, zda významně ovlivňují průběh a výsledek mobilní sluchové aplikace.

V teorii jsou obsaženy znalosti z anatomie, fyziologie lidského sluchového aparátu a fyziky pojící se ke zvuku a jeho šíření. Dále je zde zaměření na specializovaný lékařský obor, audiologii, jež sluchový orgán studuje, stanovuje diagnózu a zaobírá se následnými možnostmi lékařského řešení. K tomuto oboru se jednoznačně pojí základní pojmy a metody, které jsou taktéž vysvětleny v teoretické části práce.

Experimentální část bakalářské práce nám prokázala rozdílnost mezi sluchátky při vyšetření sluchu na základě jejich technických parametrů, konkrétně na základě frekvenční odezvy sluchátek. Pokud z technického parametru vyplývá lepší hratelnost například v nízkých frekvencích, pak byla prokázána větší ztráta sluchu v decibelech u konkrétního jedince. Výsledek sluchové ztráty testovaného subjektu se pak v závislosti na modelu sluchátek odlišoval. Odlišnost však nebyla nijak znatelná, rozdíl se většinou pohyboval v rozmezí 2 až 5 dB, a pro diagnostiku byl tento rozdíl bezvýznamný.

Ověření akustických vlastností, konkrétně technických specifikací námi vybraných dvou modelů sluchátek jsme učinili pomocí systému Dewetron DEWE 800. Systém umožňuje takovéto specializované měření po připojení adekvátních komponentů a při správném nastavení zařízení. Vysílané zvukové signály, jež byly následně experimentálně změřeny a zaznamenány, byly generovány mobilní aplikací sloužící ke stanovení subjektivního sluchového prahu.

Výstupem práce jsou individuální výsledky testovaných subjektů znázorněných v tabulce a graficky pomocí audiogramů.

Odpovědí na úvodní otázku je, že typ použitých sluchátek má vliv na testovací sluchovou aplikaci. Výsledek není znatelně odlišný a nemá vliv na diagnózu jedince.

Seznam použité literatury

1. HUSSAIN, Timon et al. Early Indication of Noise-Induced Hearing Loss in Young Adult Users of Personal Listening Devices. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*. 2018, **127**(10), 703-709. DOI 10.1177/0003489418790284. Dostupné také z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/0003489418790284>
2. LEJSKA, Mojmír et al. *Základy praktické audiologie a audiometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. ISBN 80-7013-178-0.
3. MERKUNOVÁ Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1521-6.
4. HAHN, Aleš et al. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. 2. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0572-4.
5. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie* 3. 3. vyd., Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
6. KABÁTOVÁ, Zuzana et al. *Audiológia*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4173-4.
7. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. OREL, Miroslav et al. *Člověk, jeho mozek a svět*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2617-5.
9. SEDLÁČEK, Karel. *Základy audiologie*. Praha: SZN, 1956.
10. ROSINA, Jozef et al. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.

11. SVOBODA, Emanuel et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 3. vyd. Praha: Prometheus, 2001. ISBN 80-7196-116-7.
12. BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
13. DRŠATA, Jakub et al. *Foniatrie - sluch*. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2015. ISBN 978-80-7311-159-5.
14. TROJAN, Stanislav et al. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
15. BARCZIK, Jessica a Yula C. SERPANOS. Accuracy of Smartphone Self-Hearing Test Applications Across Frequencies and Earphone Styles in Adults. *American journal of audiology*. 2018, **27**(4), 570-580. DOI 10.1044/2018_AJA-17-0070. Dostupné také z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30242342/>
16. YIMTAE, Kwanchanok et al. Validation of the Thai Five-Minute Hearing Test to Screen Hearing Loss in the Community. *Audiology and Neurotology*. 2014, **19**(2), 127-134. DOI 10.1159/000357492. Dostupné také z: https://www.researchgate.net/publication/259881799_Validation_of_the_Thai_Five-Minute_Hearing_Test_to_Screen_Hearing_Loss_in_the_Community.
17. JAFARI, Z., B. E. KOLB a M. H. MOHAJERANI. Age-related hearing loss and tinnitus, dementia risk, and auditory amplification outcomes. *Ageing Research Reviews*. 2019, **56**. DOI 10.1016/j.arr.2019.100963. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1568163719300959>
18. PLATT, Charles. *Encyclopedia of electronic components., Vol. 2*. Sebastopol: Maker Media, 2015. ISBN 978-1-4493-3418-5.
19. KLEINER, Mendel. *Electroacoustics*. Boca Raton: CRC, 2013. ISBN 978-1-4398-3618-7.

20. BALLAR, Reuben L. *Bridging The Gap In Multimedia: a dictionary of everything you need to know before purchasing a camera, television, or other multimedia devices*. Scotts, California: CreateSpace Independent Publishing Platform, 2013. ISBN 978-1-4818-7866-1.

21. ZOUND INDUSTRIES. Major III Bluetooth - Wireless Headphones | Marshall. *Official brand store of Marshall headphones and speakers | Marshall* [online]. [Stockholm]: Zound Industries, 2020 [cit. 2020-06-15]. Dostupné také z: <https://www.marshallheadphones.com/us/en/1001826.html>

22. SONY EUROPE. Sluchátka MDR-ZX310 / ZX310AP | MDR-ZX310 / MDR-ZX310AP | Sony CZ. *Sony ČR | Nejnovější technologie a novinky | Elektronika | Zábava / Sony CZ*. [online]. [Weybridge]: Sony Europe, 2020 [cit. 2020-06-15]. Dostupné také z: <https://www.sony.cz/electronics/sluchatka-s-paskem/mdr-zx310-zx310ap>

23. PROCHÁZKA, Bohumír. *Biostatistika pro lékaře: principy základních metod a jejich interpretace s využitím statistického systému*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2782-3.

24. RTINGS. Headphones - 1.3.1 - Graph - RTINGS.com. *Reviews and Ratings - RTINGS.com* [online]. Montreal: RTINGS, 2020 [cit. 2020-07-06]. Dostupné také z: <https://www.rtings.com/headphones/1-3-1/graph#300/3161/398>

Seznam obrázků

Obr. 1 Schématické zobrazení lidského ucha (3); obrázek převzat a upraven	15
Obr. 2 Středoušní kůstky (5); obrázek převzat a upraven.....	17
Obr. 3 Sinusový kmit (2)	23
Obr. 4 Barometrický a akustický tlak (9)	24
Obr. 5 Weber-Fechnerův zákon (14)	28
Obr. 6 Grafické znázornění hladiny hlasitosti (2).....	29
Obr. 7 Blokové schéma audiometru s interferenčním generátorem (9).....	33
Obr. 8 Sluchátka Marshall Major III Bluetooth (zdroj: vlastní).....	39
Obr. 9 Sluchátka Sony MDR-ZX310 (zdroj: vlastní).....	39
Obr. 10 Audiometrické zařízení pro tónovou audiometrii (zdroj: vlastní).....	41
Obr. 11 Formulář audiogramu a značení - převzato a upraveno z (2)	42
Obr. 12 Měřicí systém Dewetron DEWE 800 (zdroj: vlastní)	44
Obr. 13 Podoba ikony aplikace (vlevo - operační systém iOS, vpravo - operační systém Android).....	45
Obr. 14 Vizuální prostřední aplikace	46
Obr. 15 Grafické znázornění výsledku	47
Obr. 16 Hlukoměr Testo 815 (vlevo), číselná hodnota úrovně hluku v místnosti (vpravo) (zdroj: vlastní).....	48

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Přehled zvuků a intenzit (2)	27
Tabulka č. 2 Hodnocení tíže sluchové vady dle WHO (4)	31
Tabulka č. 3 Technická specifikace sluchátek (21) (22)	38
Tabulka č. 4 Číselné hodnoty měření získané z audiogramů jednotlivých testovaných subjektů.....	51
Tabulka č. 5 Průměrné ztráty sluchu u testovaných subjektů.....	57

Seznam grafů

Graf 1 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Marshall III Bluetooth.....	49
Graf 2 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Sony MDR-ZX310.....	50
Graf 3 Generované frekvence mobilní aplikací	52
Graf 4 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Marshall Bluetooth s vyznačením vrcholů reprezentující maximální hodnotu intenzit	54
Graf 5 Časový průběh akustického signálu generovaného aplikací u sluchátek Sony MDR-ZX310 s vyznačením vrcholů reprezentující maximální hodnotu intenzit	55

Seznam příloh

Příloha A Graf - absolutní a relativní práh sluchu

Příloha B Plná tabulka s daty všech respondentů

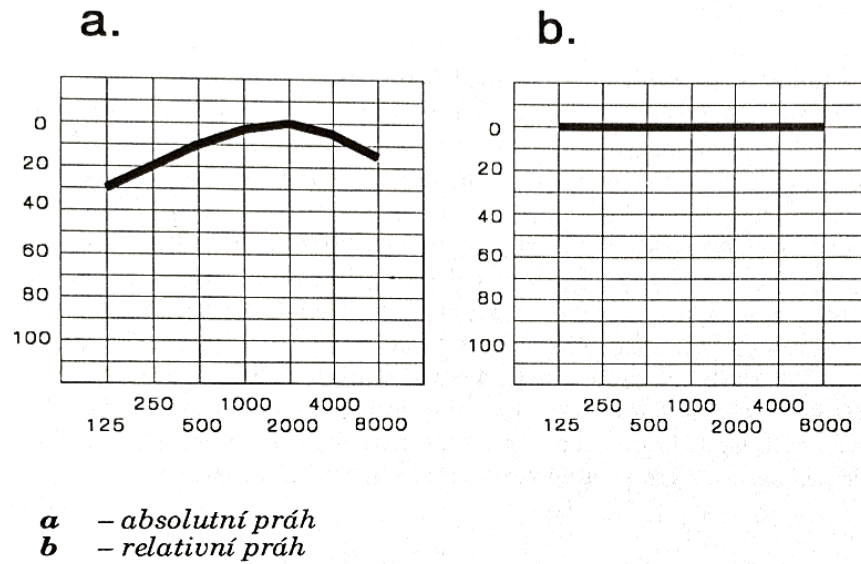
Příloha C Průběh frekvenční odezvy pro modely - Marshall Major III Bluetooth, Sony MDR-ZX310

Příloha D Výsledné audiogramy respondentů vygenerované aplikací

Příloha E Přiložené CD

- text bakalářské práce
- zrychlený video záznam průběhu měření

Příloha A Graf - absolutní a relativní práh sluchu

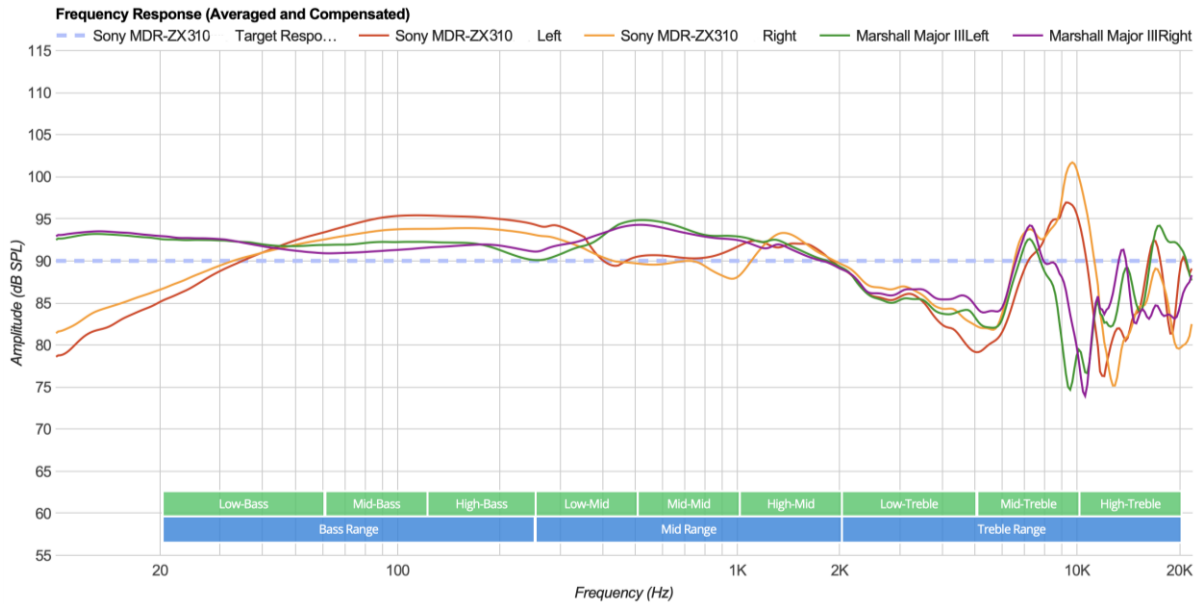


Graf 1 Audiometrie - podoba relativního a absolutního prahu sluchu (2)

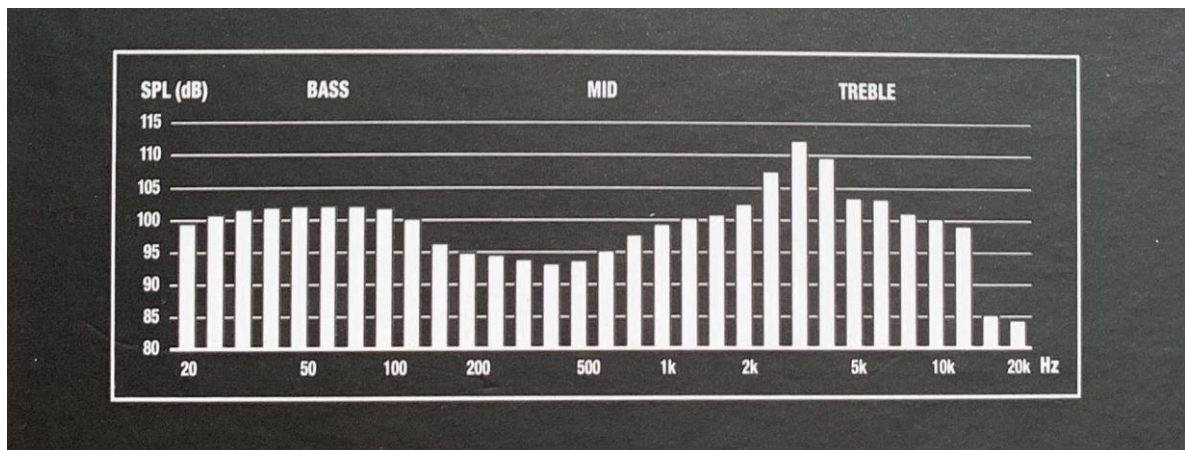
Příloha B Plná tabulka s daty všech respondentů

ID	POHLAVÍ	VĚK	POUŽITÝ MODEL SLUCHÁTEK	ZTRÁTA NA FREKVENCI 1 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 2 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 3 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 4 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 8 kHz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 500 Hz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 250 Hz [dB]		ZTRÁTA NA FREKVENCI 125 Hz [dB]	
				L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
1	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	12	8	5	5	5	5	5	8	15	15	18	12	18	18	22	18
			Sony MDR-ZX310	15	12	5	5	5	5	12	18	15	12	12	5	12	8	18	12
2	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	5	0	0	5	0	0	0	0	5	5	5	5	12	12	12	12
			Sony MDR-ZX310	5	0	5	0	5	5	5	12	12	8	5	5	5	5	12	5
3	MUŽ	23	Marshall Major III Bluetooth	5	5	0	5	0	5	0	0	12	8	8	5	15	12	12	5
			Sony MDR-ZX310	5	0	5	0	5	5	5	0	5	8	5	5	8	8	8	12
4	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	12	5	5	5	5	0	0	0	8	8	15	15	12	12	12	8
			Sony MDR-ZX310	8	8	8	5	5	0	0	0	8	5	12	12	12	12	12	12
5	ŽENA	22	Marshall Major III Bluetooth	5	5	5	5	0	0	0	0	8	5	12	5	5	15	12	12
			Sony MDR-ZX310	5	5	8	0	0	5	5	8	8	5	5	5	5	8	8	8
6	ŽENA	21	Marshall Major III Bluetooth	0	0	0	5	0	5	0	5	15	25	8	8	12	15	15	15
			Sony MDR-ZX310	5	8	5	8	5	5	5	5	15	22	12	15	15	15	15	15
7	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	5	5	0	5	0	0	5	0	5	8	8	8	12	12	12	15
			Sony MDR-ZX310	0	0	0	5	5	5	5	0	5	5	0	5	8	5	8	12
8	MUŽ	21	Marshall Major III Bluetooth	5	8	5	5	5	5	0	5	5	0	8	8	12	12	15	25
			Sony MDR-ZX310	12	12	8	8	8	5	8	5	5	8	12	12	12	15	15	15
9	MUŽ	21	Marshall Major III Bluetooth	5	8	5	8	0	0	8	0	12	8	12	12	5	8	12	12
			Sony MDR-ZX310	5	5	5	5	12	5	5	8	5	12	12	12	8	5	12	5
10	MUŽ	23	Marshall Major III Bluetooth	8	5	5	5	0	0	0	0	18	12	12	12	15	15	22	18
			Sony MDR-ZX310	5	5	5	5	5	0	0	5	12	8	0	0	5	8	8	12
11	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	28	15	12	12	15	12	25	15	18	18	18	18	22	18	22	25
			Sony MDR-ZX310	22	12	12	8	12	12	12	12	12	12	12	12	18	15	25	18
12	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	0	0	0	0	0	5	0	5	12	8	8	5	12	8	18	12
			Sony MDR-ZX310	5	5	0	0	5	5	5	5	12	12	5	5	5	12	12	12
13	MUŽ	25	Marshall Major III Bluetooth	8	8	5	5	0	5	8	5	12	15	12	12	12	15	15	18
			Sony MDR-ZX310	8	8	5	5	5	5	5	5	18	15	8	12	12	8	12	8
14	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	15	12	5	8	5	5	5	5	8	8	12	12	12	15	18	15
			Sony MDR-ZX310	12	12	5	5	5	5	5	5	12	12	12	8	15	25	15	18
15	MUŽ	23	Marshall Major III Bluetooth	8	0	0	0	5	5	5	5	5	5	8	8	8	15	5	8
			Sony MDR-ZX310	8	5	5	5	5	5	5	5	5	5	0	0	5	8	12	15
16	MUŽ	21	Marshall Major III Bluetooth	32	18	8	15	5	5	0	5	12	12	18	18	18	18	22	28
			Sony MDR-ZX310	22	12	5	12	8	5	5	5	15	15	15	8	18	18	18	18
17	ŽENA	22	Marshall Major III Bluetooth	22	15	12	12	5	5	12	5	12	12	15	15	18	18	22	18
			Sony MDR-ZX310	18	15	5	5	5	8	12	5	8	12	5	5	12	12	18	18
18	ŽENA	21	Marshall Major III Bluetooth	15	12	8	8	5	5	8	12	12	12	15	15	18	15	18	18
			Sony MDR-ZX310	12	15	12	8	5	0	5	8	12	18	18	12	18	22	22	22
19	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	15	8	5	5	0	0	0	5	15	12	18	18	22	22	28	28
			Sony MDR-ZX310	15	12	8	5	0	5	8	8	15	12	15	18	18	18	25	28
20	ŽENA	23	Marshall Major III Bluetooth	8	8	12	8	5	0	5	8	5	12	12	8	15	18	22	18
			Sony MDR-ZX310	12	5	8	5	5	0	5	5	0	5	8	5	12	5	12	12

Příloha C Průběh frekvenční odezvy pro modely - Marshall Major III Bluetooth, Sony MDR-ZX310

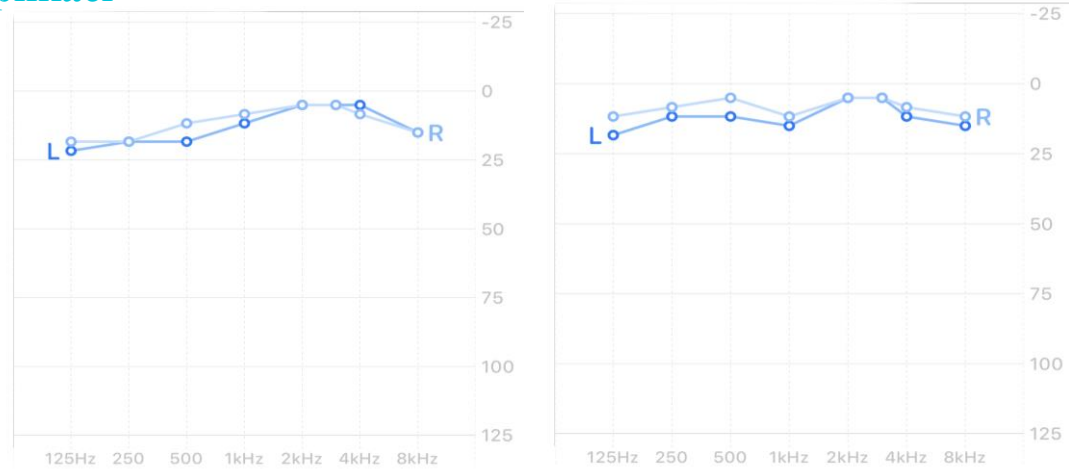


Obr. 1 Frekvenční odezva - online dostupné výsledky (24)

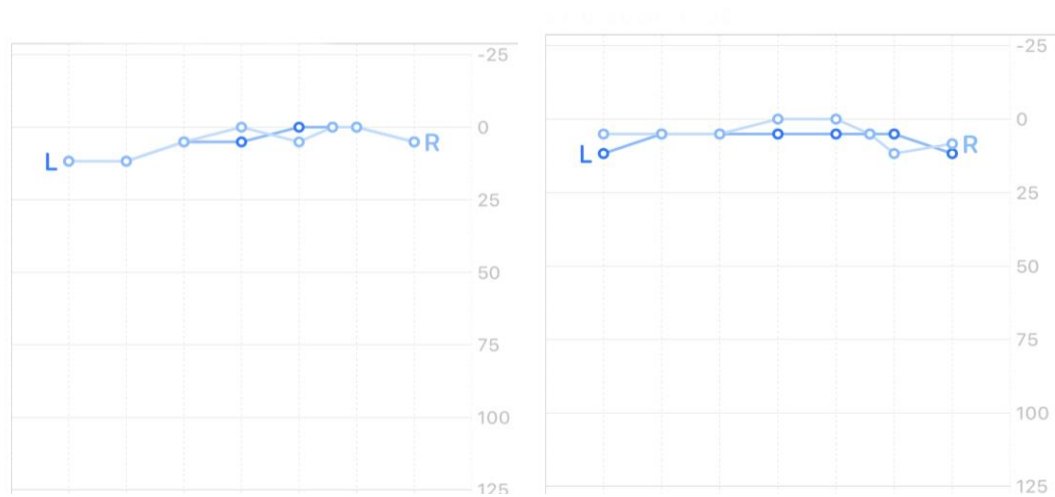


Obr. 2 Frekvenční odezva - uvedeno výrobcem

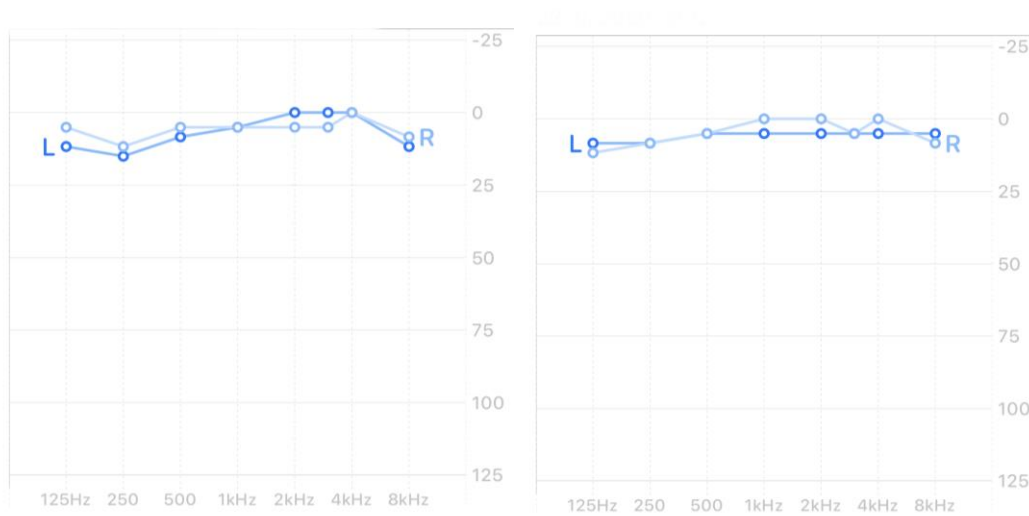
Příloha D Výsledné audiogramy respondentů vygenerované aplikací



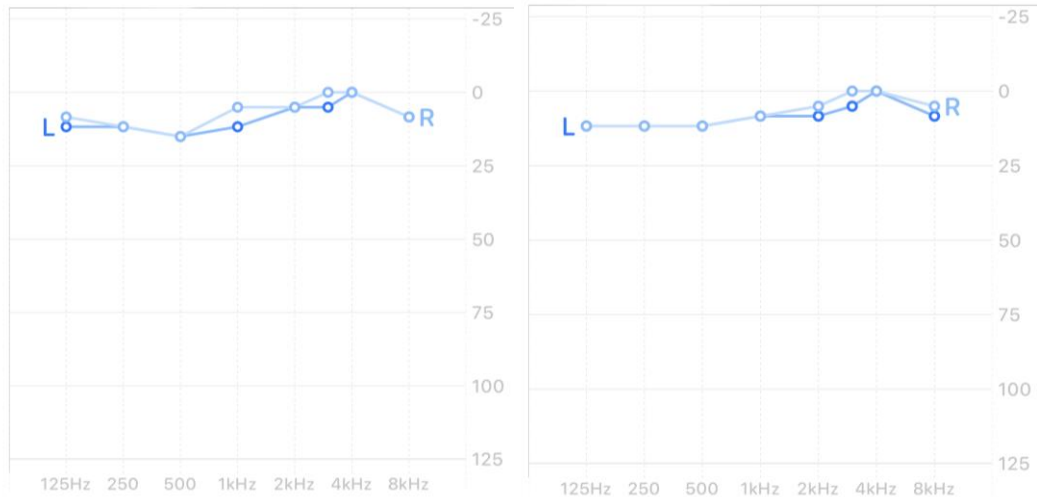
Obr. 3 Audiogram - testovaný subjekt ID 1



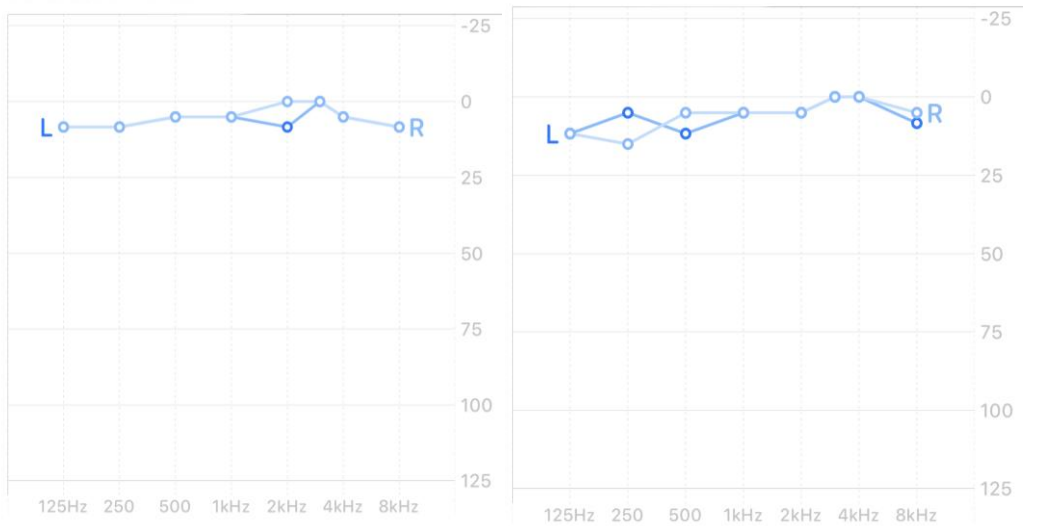
Obr. 4 Audiogram - testovaný subjekt ID 2



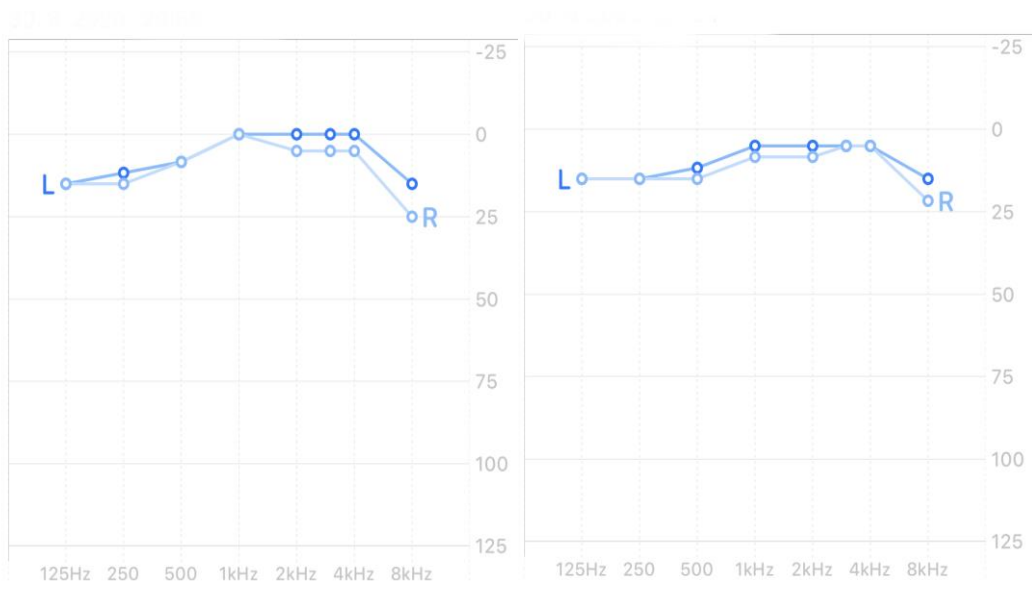
Obr. 5 Audiogram - testovaný subjekt ID 3



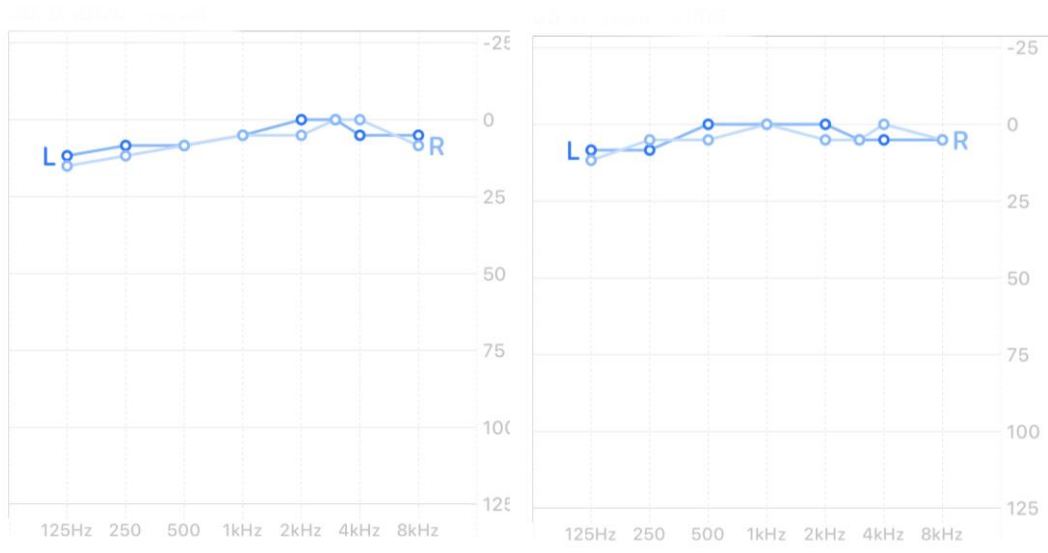
Obr. 6 Audiogram - testovaný subjekt ID 4



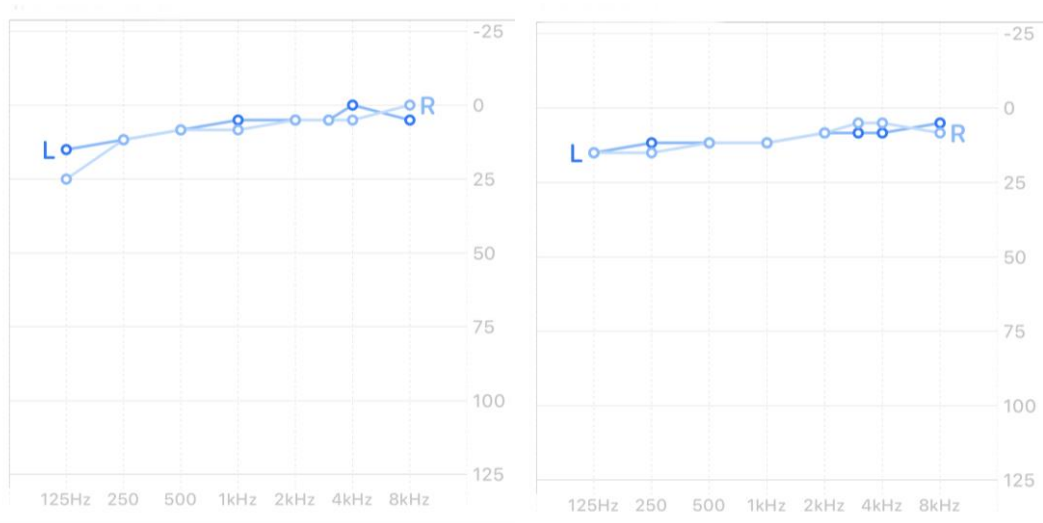
Obr. 7 Audiogram - testovaný subjekt ID 5



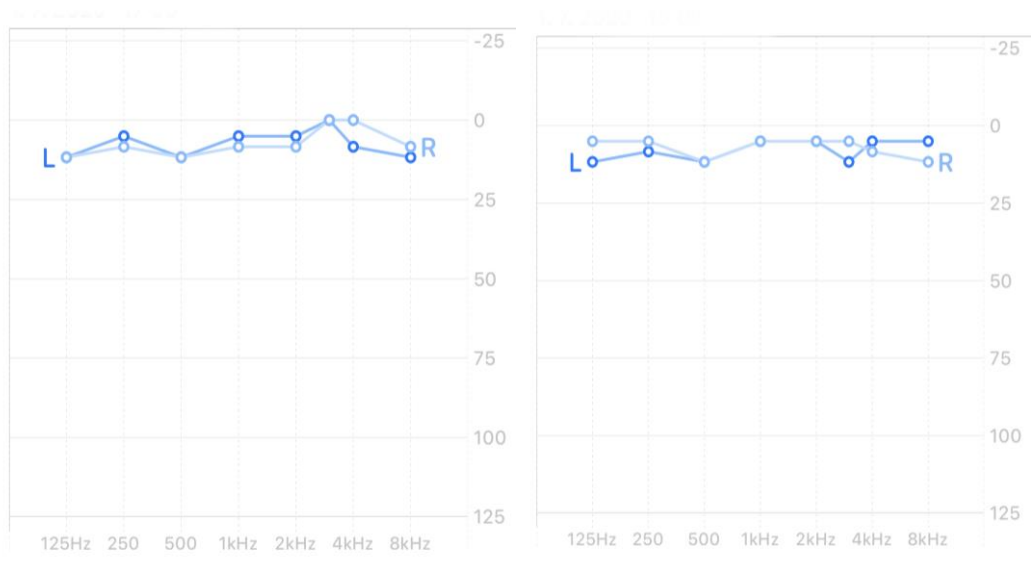
Obr. 8 Audiogram - testovaný subjekt ID 6



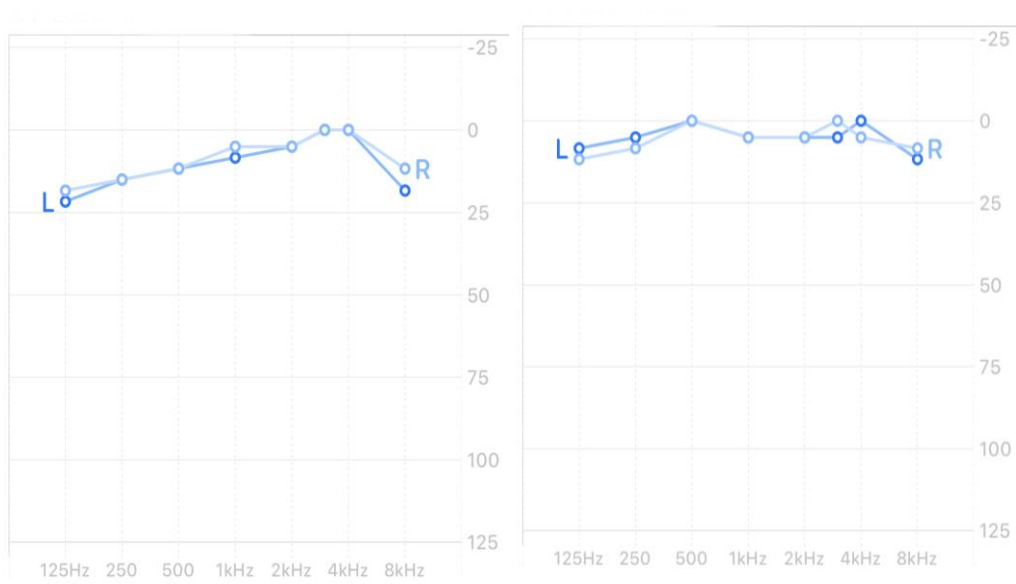
Obr. 9 Audiogram - testovaný subjekt ID 7



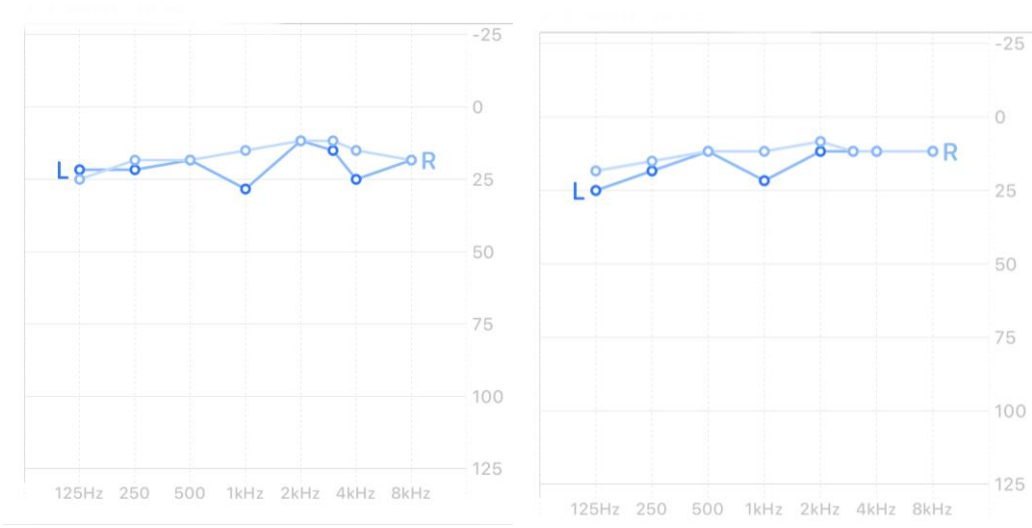
Obr. 10 Audiogram - testovaný subjekt ID 8



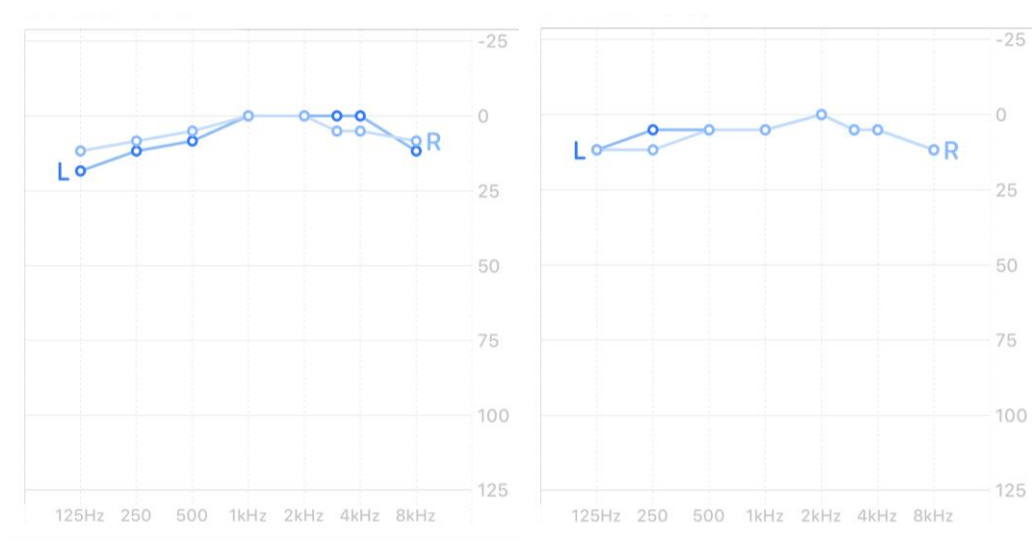
Obr. 11 Audiogram - testovaný subjekt ID 9



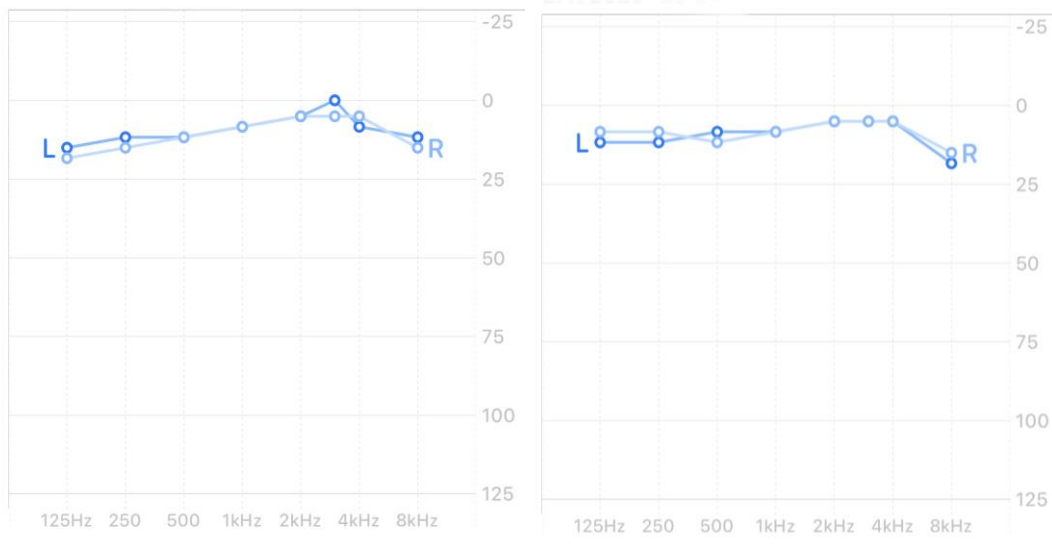
Obr. 12 Audiogram - testovaný subjekt ID 10



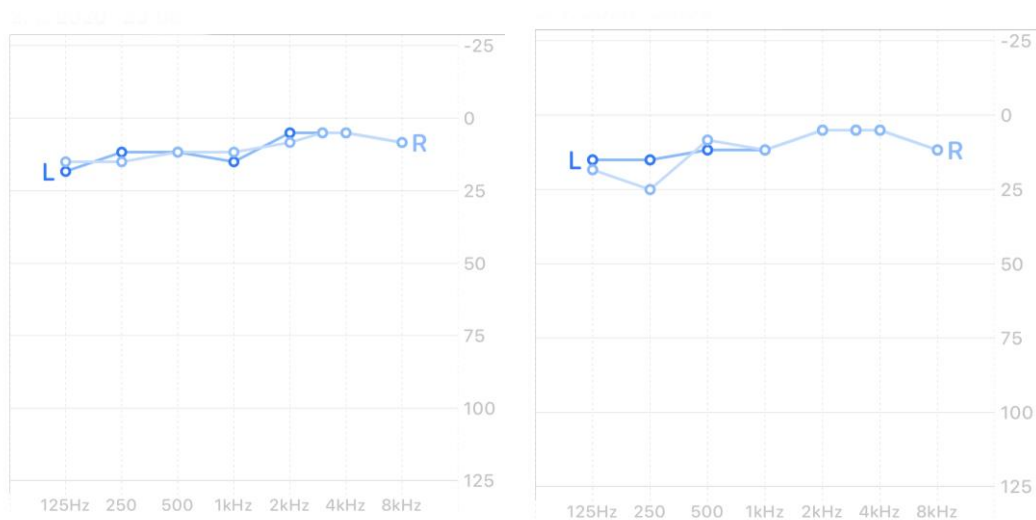
Obr. 13 Audiogram - testovaný subjekt ID 11



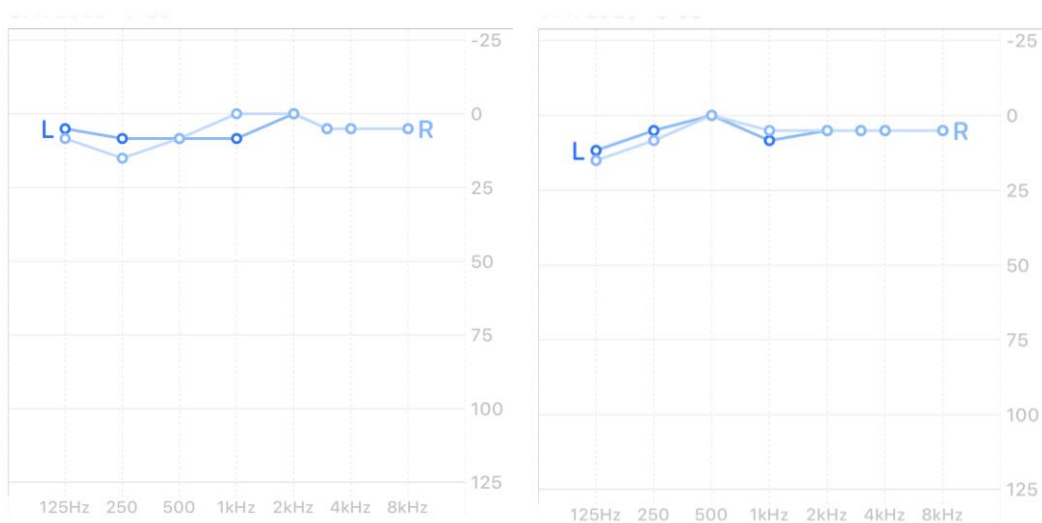
Obr. 14 Audiogram - testovaný subjekt ID 12



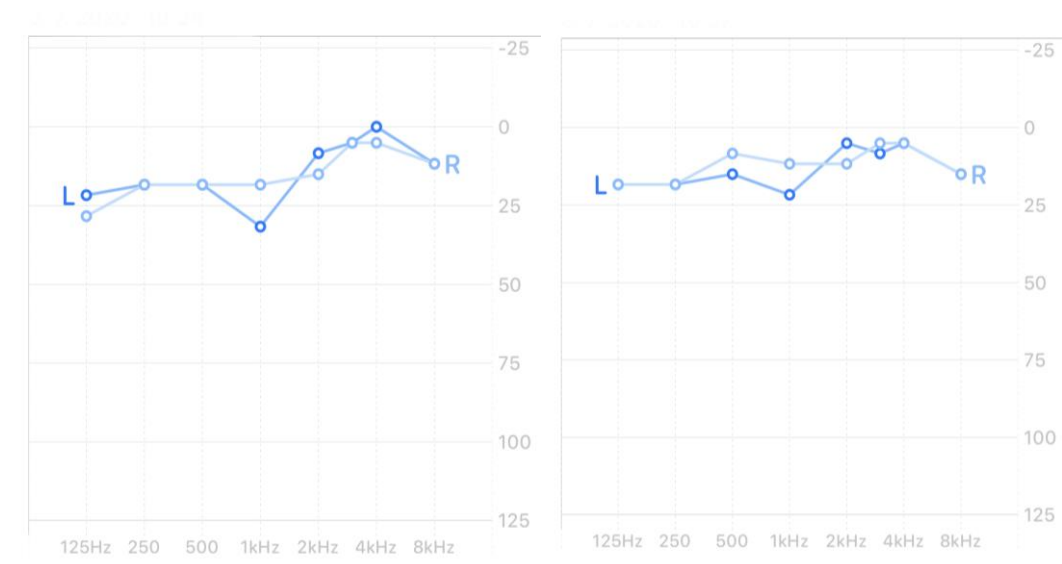
Obr. 15 Audiogram - testovaný subjekt ID 13



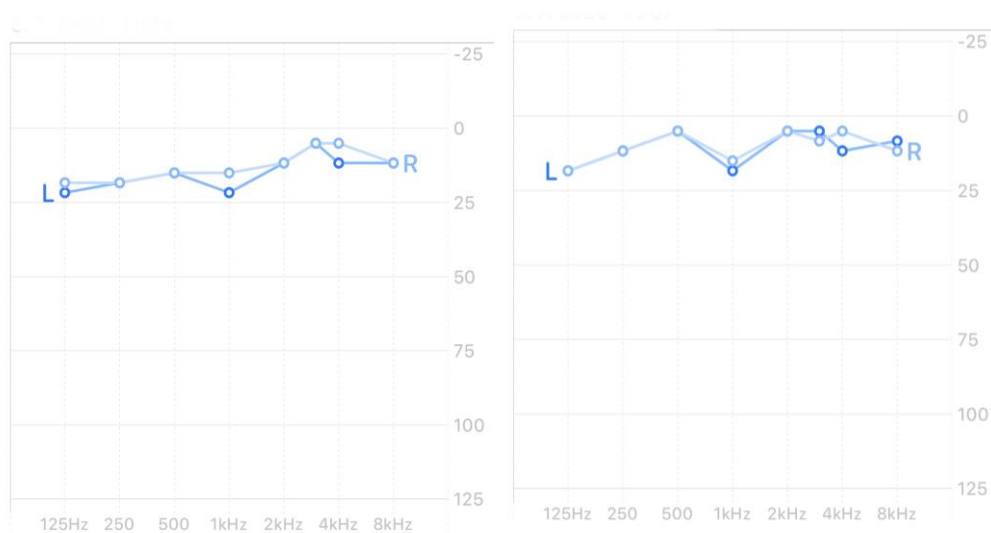
Obr. 16 Audiogram - testovaný subjekt ID 14



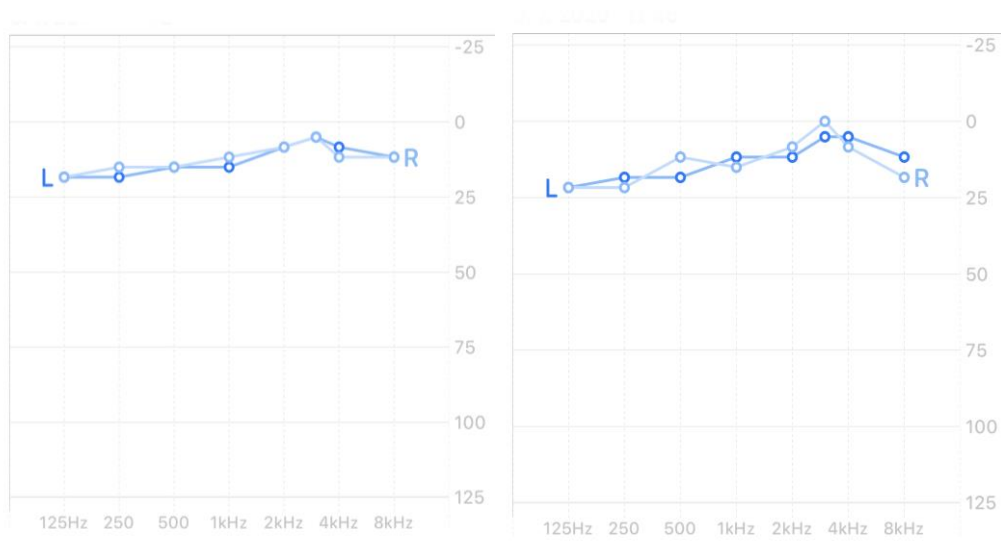
Obr. 17 Audiogram - testovaný subjekt ID 15



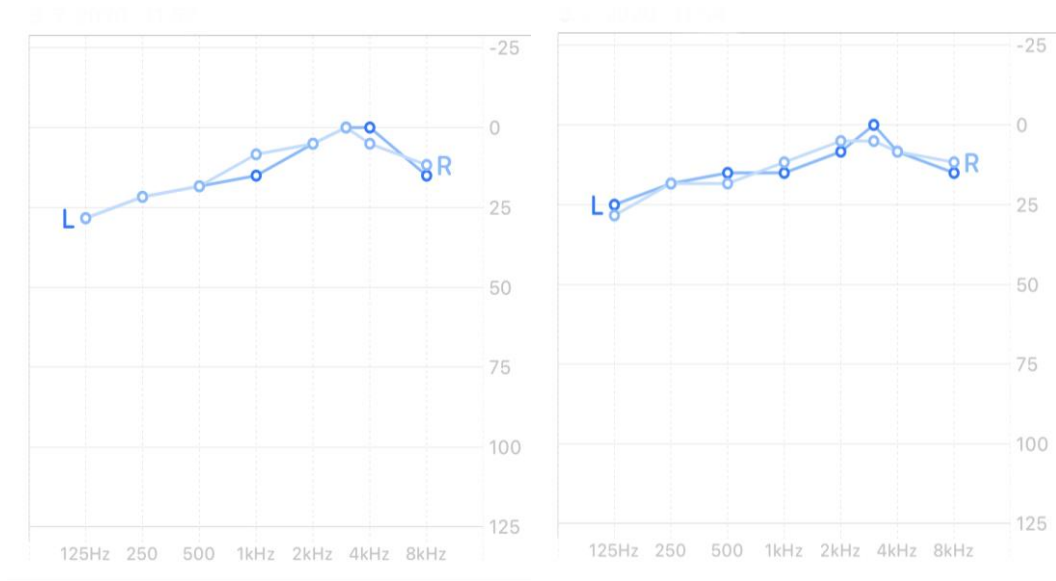
Obr. 18 Audiogram - testovaný subjekt ID 16



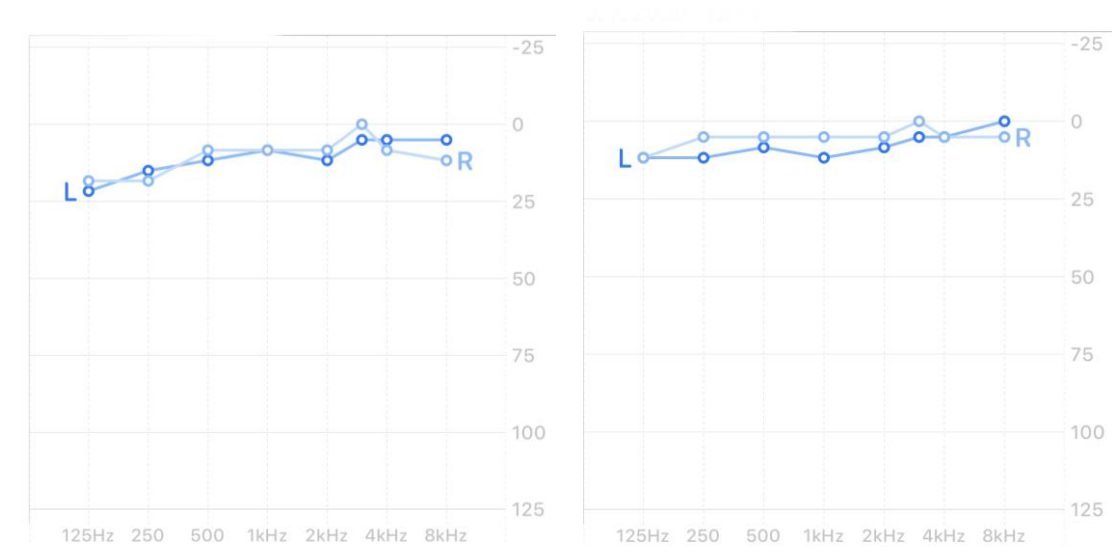
Obr. 19 Audiogram -testovaný subjekt ID 17



Obr. 20 Audiogram - testovaný subjekt ID 18



Obr. 21 Audiogram - testovaný subjekt ID 19



Obr. 22 Audiogram - testovaný subjekt ID 20