

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická
Katedra radioelektroniky



Referenční prahové hladiny akustického tlaku pro čisté tóny a
sluchátka Sennheiser HD 650

Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Levels for Pure Tones
and Earphones Sennheiser HD 650

Bakalářská práce

David Šlegl

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika

Studijní obor: Multimediální technika

Vedoucí práce: Ing. Václav Vencovský, Ph. D.

Praha 2017

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šlegl** Jméno: **David** Osobní číslo: **420150**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra radioelektroniky**
Studijní program: **Komunikace, multimédia a elektronika**
Studijní obor: **Multimediální technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Referenční prahové hladiny akustického tlaku pro čisté tóny a sluchátka Sennheiser HD 650

Název bakalářské práce anglicky:

Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Levels for Pure Tones and Earphones Sennheiser HD 650

Pokyny pro vypracování:

Změřte práh sluchu pro čisté tóny na dostatečném vzorku mladých normálně slyšících lidí pomocí sluchátek Sennheiser HD 650. Sluchátka kalibrujte a vyjádřete naměřené hodnoty jako hladiny akustického tlaku. Diskutujte způsoby ekvalizace frekvenční charakteristiky sluchátek při provádění poslechových testů.

Seznam doporučené literatury:

[1] Levitt H.: Transformed Up-Down Methods in Psychoacoustics. J. Acoust. Soc. Am., vol. 49, pp. 467-477, 1970.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Václav Vencovský Ph.D., katedra radioelektroniky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2017** Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2017**

Platnost zadání bakalářské práce: **31.08.2017**

Podpis vedoucí(ho) práce

Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

Podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V dne

podpis bakalanta

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat vedoucímu práce Ing. Václavu Vencovskému, Ph.D. za pomoc a cenné rady při zpracování této bakalářské práce.

Abstrakt:

Tato bakalářská práce se zabývá způsobem jak stanovit referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku. Tyto hladiny byly stanoveny pro sluchátka Sennheiser HD 650 na základě provedených měření prahu slyšení pomocí čistých tónů na dvaceti-pěti normálně slyšících subjektech ve věku 19–28 let. Práce se zabývá použitím automatické metody n-AFC s využitím down-up tracking rule. Dále byla změřena amplitudová charakteristika sluchátek, která byla využita ke kalibraci systému a následně i k jeho ekvalizaci. Přínosem této práce je jednak umožnění provádět audiologická měření na sluchátkách Sennheiser HD 650, a také byla provedena úprava kalibračních skriptů pro využití Artificial Ear ke kalibraci systému.

Abstrakt:

This bachelor thesis deals with how to determine the reference equivalent threshold sound pressure level. These levels were specified for the Sennheiser HD 650 headphones based on the hearing threshold measurement using pure tones on twenty-five normal hearing subjects aged 19-28 years. The thesis describes the use of the n-AFC method using a down-up tracking rule. The amplitude characteristic of the headphones was also measured, which was used for calibration of the system and consequently for its equalization. The benefit of this work is, on the one hand, the possibility to perform audiological measurements on the Sennheiser HD 650 headphones, as well as adjusting the calibration scripts for the use of Artificial Ear to calibrate the system.

Klíčová slova:

práh slyšení, audiologie, ekvalizace

Keywords:

threshold of hearing, audiology, equalization

Obsah

Úvod	1
1 Teorie	2
1.1 Sluchátka Sennheiser HD650	2
1.2 Způsoby měření prahu slyšení	3
1.2.1 n-AFC	3
1.2.2 Down-up tracking rule	3
1.3 Swept-sine	4
2 Kalibrace	5
2.1 Přístroje a programy ke kalibraci	5
2.1.1 Artificial Ear	5
2.1.2 Mikrofonní sonda	6
2.1.3 CalibrationProbeMic, CalibrationAE	6
2.2 Realizace kalibrace	6
2.2.1 Kalibrace s AE	6
2.2.2 Kalibrace na uchu	7
3 Poslechový test pro zjištění prahu sluchu	10
3.1 Metody	10
3.1.1 Stimuly	10
3.1.2 Subjekty	10
3.1.3 PsyLab	10
3.1.4 Procedura	10
3.2 Výsledky měření	11
3.2.1 Srovnání kalibračních metod	11
3.2.2 Referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku	12
4 Audiogramy	16
4.1 Subjekty nad 30 let	16
4.2 Zopakované měření	16
4.3 Rozdíl mezi muži a ženami	17
5 Ekvalizace	18
5.1 Ekvalizace čistých tónů	18
5.2 Ekvalizace filtrem	18
5.2.1 Filtr s konečnou impulzní odezvou	18
5.2.2 Filtr s nekonečnou impulzní odezvou	19
5.2.3 Návrh filtru	19
Závěr	20
Použitá literatura	21
Obsah příloženého CD	22

Úvod

Cílem této bakalářské práce je stanovit referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level, RETSPL) pro sluchátka Sennheiser HD 650. Znalost RETSPL je nutná pro využití těchto sluchátek při provádění audiologických experimentů. Způsob jakým získáme tyto hladiny je definován v normě ISO 389-1:1998 [1]. RETSPL jsou hladiny akustického tlaku při prahu slyšení pro čisté tóny, které byly naměřeny na dostatečně velkém souboru mladých normálně slyšících lidí.

Abychom mohli stanovit RETSPL, je třeba sluchátka zkalibrovat, tedy získat jejich přenosovou charakteristiku. Pro získání přenosové charakteristiky lze využít různých přístupů. Přenosovou funkci budeme měřit pomocí mikrofonní sondy připnuté k uchu a pomocí Artificial Ear (v překladu „Umělé ucho“), zařízení které simuluje vstupní akustickou impedanci lidského ucha.

V poslední části se pak budeme věnovat ekvalizaci systému, který je k měření používán. Úkolem ekvalizace je změnit frekvenční charakteristiku systému tak, aby spektrum generovaného signálu bylo na výstupu řetězce, tedy na vstupu do sluchového systému, stejné, jako na vstupu. K tomu využijeme dvou přístupů a to ekvalizaci spektra vstupního signálu pomocí získané frekvenční charakteristiky systému a ekvalizaci pomocí filtrů navržených tak, aby aproximovaly frekvenční charakteristiku systému.

1. Teorie

1.1 Sluchátka Sennheiser HD650

Sluchátka Sennheiser HD 650 (viz Obr.1.1) jsou circumaurální sluchátka, tedy sluchátka, která při nasazení obepínají celé ucho¹. Jedná se o sluchátka otevřená, tedy vnější část tzv. „mušle“ je tvořena mřížkou, díky čemuž se zvuk může šířit všemi směry. Nevýhodou však je, že sluchátka nepotlačují hluk pozadí. Základní parametry těchto sluchátek můžeme vidět v Tab. 1.1.



Obr. 1.1: Sluchátka Sennheiser HD 650

Frekvenční odezva	10 – 39500 Hz
Citlivost	103 dB/mW
Impedance	300 Ohm
Harmonické zkreslení	$\leq 0.05\%$
Váha	cca 260 g
Přítlak	cca 2.5 N
Typ koncovky	1/4"(6.3mm) stereo jack

Tab. 1.1: Parametry sluchátek HD 650 - podle [2]

¹Jedná se o dělení podle typu usazení. Dalšími typy jsou sluchátka supraaurální, která leží přímo na uchu, a sluchátka intraaurální, která se zastrkávají přímo do uší. Poslední zmíněná se dělí na pecky ležící u vstupu do zvukovodu a špunty, které se do zvukovodu přímo zastrčí.

1.2 Způsoby měření prahu slyšení

Pro měření prahu slyšení se používá několika různých metod. Základním dělením je na objektivní a subjektivní metody. Objektivní jsou takové, kdy měření nevyžaduje spolupráci se subjektem na rozdíl od metod subjektivních, kdy potřebujeme od měřené osoby odpovědi, zda zvuk slyší, či nikoli. Do subjektivních metod patří metoda postupného přeladování jak amplitudy, tak frekvence, tzv. Békésy tracking, a tónová audiometrie. Dále můžeme dělit podle charakteru prostředí, ve volném poli nebo v poli difúzním. Do druhé kategorie spadá měření se sluchátky, neboť při přiložení sluchátek na ucho, dochází v prostoru mezi membránou sluchátka a bubínkem ke vzniku difúzního pole. Pokud testujeme sluchátky, můžeme dělit na monaurální či binaurální poslech, tedy měření jedním, či oběma ušima zároveň. Měření se provádí v audiologických buňkách, které tlumí okolní hluky tak, aby měření nebylo ovlivňováno vnějšími podněty. Nejběžněji se k měření prahu sluchu používá tónová audiometrie, kdy se subjektu pouští čisté tóny a subjekt odpovídá zda tyto tóny slyší. Obvykle při měření bývá přítomný testující, který mění parametry generovaného signálu a zapisuje měřené hodnoty [3]. Existují také metody, které jsou automatické, tedy nevyžadují přítomnost testujícího. Příkladem takovéto metody je metoda Alternative Forced Choice (AFC) [4], která je popsána níže.

1.2.1 n-AFC

Alternative Forced Choice (AFC) je metoda měření, která se používá při psychoakustických testech. Je to metoda, kdy subjekt musí zvolit jednu odpověď z daného počtu variant, i když je nucen hádat. Počet alternativ se obvykle volí v rozsahu 2 – 4, v našem případě jsme použili 3-AFC, tedy výběr ze tří možností [4].

1.2.2 Down-up tracking rule

Tato metoda slouží k získání měřené hodnoty pomocí správných a špatných odpovědí měřeného subjektu, získaných pomocí metody n-AFC. Toto pravidlo pak definuje, jakým způsobem se mění měřená veličina v závislosti na správnosti odpovědi subjektu, tedy pokud subjekt odpoví správně, testovaná úroveň stimulu (měřené veličiny) se sníží o danou velikost, pokud však odpoví špatně úroveň se opět zvýší. Ukázkou měření můžeme sledovat na Obr. 3.2.

Tímto způsobem by měl subjekt po určité době začít konvergovat okolo hledané hodnoty, která se pak vypočítá aritmetickým průměrem posledních hodnot. Z kolika hodnot bude průměr stanoven je dáno počtem reversals (obraty), které slouží během měření jako orientační body. Reversal je místo, kde subjekt po jednom či několika zvýšení úrovně (kvůli špatným odpovědím), úroveň sníží (odpoví správně). V některých zdrojích (např. [4]) se považuje reversal za každé místo, kde dojde k „obrácení směru“ změny úrovně, v našem případě však budeme považovat za reversal bod splňující kritéria prvního případu, tedy pouze obrácení směrem dolů. Obvykle se měření provádí s více jak čtyřmi reversals [4]. Během prvních dvou reversals se subjekt přiblíží k hledané úrovni. Po druhém reversal se zmenší velikost o jakou se mění úroveň a začne měřící část, která probíhá až do posledního reversal, kterým se měření ukončí. Výsledná hodnota se pak získá aritmetickým průměrem všech hodnot druhé části měření.

Běžně se procedura down-up používá pro různé počty správných, resp. špatných odpovědí potřebných pro změnu úrovně stimulu. Například použitím tracking rule 2-down 1-up, musí subjekt odpovědět za sebou dvakrát správně, aby se úroveň snížila a jen jednou špatně, aby se úroveň zvýšila. Různé varianty mohou ve výsledku vést k změření jiného bodu na psychometrické křivce, která ukazuje kolik procent odpovědí je pozitivních (například subjekt signál detekuje) v závislosti na měněném parametru stimulu (například

jeho intenzita). Metoda 2-down 1-up umožní zjistit bod na psychometrické křivce, v němž by subjekt na 70.7% odpovídal pozitivně.

1.3 Swept-sine

Swept-sine, také nazývána jako chirp, je metoda, která se používá ke zjištění frekvenčních odezvy lineárního systému, resp. nelineárního systému, který lze modelovat jako systém lineární o určité frekvenční charakteristice. Výhodou této techniky je schopnost oddělit z naměřené impulsní odezvy vyšší harmonické složky vzniklé vlivem nelineárního zkreslení měřicího řetězce [5].

Základní princip spočívá ve vyslání postupně logaritmicky přeladovaného sinusového signálu o stejné amplitudě na vstup měřené soustavy. Takovýto signál, jak uvádí Farina v [6], lze vytvořit pomocí vzorce

$$x(t) = \sin \left\{ \frac{2\pi f_1 T}{\ln(f_2/f_1)} \left[\exp \left(\frac{t}{T} \ln \left(\frac{f_2}{f_1} \right) \right) - 1 \right] \right\}, \quad (1.1)$$

kde t představuje proměnnou času, který uběhl od začátku měření, f_1 představuje frekvenci, na které signál začíná a f_2 značí frekvenci, kde signál končí. T pak představuje celkovou dobu signálu, tedy čas, za který signál přeladil svojí frekvenci od f_1 k f_2 .

Po průchodu signálu $x(t)$ měřenou nelineární soustavou získáme na výstupu signál $y(t)$. Dekonvolucí těchto dvou signálů pak získáme impulsní odezvu $h(t)$ a to buď ve frekvenční oblasti vzorcem

$$h(t) = \mathcal{F}^{-1} \left[\frac{\mathcal{F}[y(t)]}{\mathcal{F}[x(t)]} \right] \quad (1.2)$$

nebo využitím inverzního filtru $\tilde{x}(t)$, který získáme časovým otočením signálu $x(t)$. Pro takovýto filtr pak platí

$$x(t) * \tilde{x}(t) = \delta(t), \quad (1.3)$$

kde $\delta(t)$ představuje diracův impuls. Impulsní odezvu lze pak získat konvolucí v časové oblasti

$$h(t) = y(t) * \tilde{x}(t) \quad (1.4)$$

nebo ve frekvenční oblasti

$$h(t) = \mathcal{F}^{-1} \left[\mathcal{F}[y(t)] \mathcal{F}[\tilde{x}(t)] \right] \quad (1.5)$$

V takto získané impulsní odezvě $h(t)$ lze díky jejich časovému posunutí nalézt vyšší harmonické složky $h_n(t)$ a pomocí posuvných oken lze tyto složky eliminovat. Fourierovou transformací takto upraveného signálu pak získáme Frekvenční charakteristiku celé soustavy [6, 5].

2. Kalibrace

Tato kapitola je určena k vysvětlení problému okolo kalibrace sluchátek a vysvětlení jakým způsobem byla kalibrace provedena. Důvody ke kalibraci jsou dva. První je, že neznáme frekvenční charakteristiku sluchátek, tedy způsob, jakým sluchátka změní vstupní signál s rovnoměrným spektrem. Druhým důvodem je, že signál, který generujeme v MATLABu a následně posíláme do zvukové karty (RME Fireface UC), má nefyzikální charakter, tedy nevíme, jaké konkrétní napětí zvuková karta vytvoří a ani jakou hladinou akustického tlaku sluchátka hrají. V této práci jsme se zaměřili na kalibraci sluchátek při použití s prostředím MATLAB a danou zvukovou kartou. Kalibrován je tedy celý měřicí řetězec od MATLABu až po sluchátka. Z toho důvodu zavádíme jednotku MATLAB Unit.

MATLAB Unit

MATLAB Unit (MU) je námi stanovená jednotka, definovaná jako hodnota amplitudy v MATLABu generovaného signálu, který je následně poslán do zvukové karty. MU nabývá hodnot v rozsahu 0 – 1. Tato jednotka slouží jako náhrada za napětí generované zvukovou kartou na svorky sluchátek.

2.1 Přístroje a programy ke kalibraci

2.1.1 Artificial Ear

Artificial ear (AE), česky tzv. Umělé ucho, je přípravek, který se používá pro kalibraci sluchátek. V našem případě jsme pracovali s modelem 4153 od firmy **Brüel & Kjær**. Jedná se o 1/2 palcový kondenzátorový mikrofon, který je umístěný uvnitř kovového krytu. Kryt je navržen tak, že zařízení má velmi podobnou akustickou impedanci jako lidské ucho, díky čemuž je Artificial Ear vhodné pro kalibraci sluchátek. Přípravek je také opatřen mechanismem pro upnutí měřeného předmětu ke kovovému krytu s rozpětím síly 2 – 10 N [7].

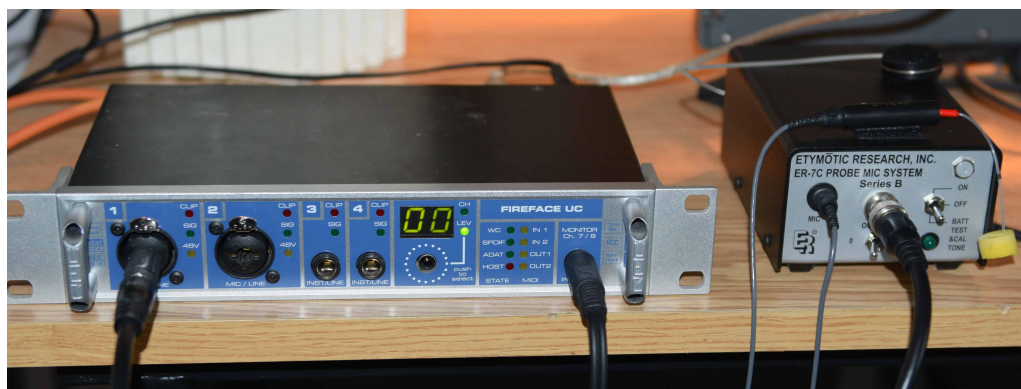
Dále jsou pak k Umělému uchu přidány mechanické adaptéry sloužící jako nástavce pro uchycení různých typů sluchátek. V našem případě jsme využili Adaptor DB 0843 (viz. Obr 2.1).



Obr. 2.1: Vlevo Artificial Ear Brüel & Kjær 4153 s Adaptor DB 0843 a mechanismem pro upnutí sluchátek, vpravo Pistonphone

2.1.2 Mikrofonní sonda

Další přípravek, který jsme použili pro kalibraci sluchátek je mikrofonní sonda (Probe microphone). Použili jsme typ ER-7C Series B (Obr. 2.2). Jedná se o velmi malý, zvukově izolovaný mikrofon, z něhož vede tenký, pružný zvukovod, kterým se měří obtížněji dostupná místa, například hluk ve vnějším zvukovodu. K sondě patří také zabudovaný pistonphone a celé zařízení i s předzesilovačem je napájeno baterií.



Obr. 2.2: Vlevo zvuková karta RME Fireface UC, vpravo Microphone Probe ER-7C Series B s upraveným zvukovodem pro měření na vstupu do ušního kanálku

2.1.3 CalibrationProbeMic, CalibrationAE

CalirationProbeMic (resp. CalibrationAE) je skript napsaný v prostředí MATLAB, který slouží ke zjištění frekvenční charakteristiky sluchátek, či jiných zvukových zařízení. CalibrationProbeMic vytvořili Jaroslav Bouše a Václav Vencovský na katedře radioelektroniky, ČVUT FEL a slouží pro kalibraci různých akustických zařízení pomocí mikrofonní sondy. CalibrationAE je pak pouze námi upravená verze pro použití při kalibraci pomocí Artificial Ear. Úpravy se týkaly drobných změn v grafickém rozhraní, přidání parametru citlivosti pro pistonphone a Artificial Ear a způsob jakým se exportuje získaná kalibrační křivka. Základní princip kalibrace těchto skriptů spočívá ve využití metody Swept-sine (Kap. 1.3). Grafické rozhraní CalibrationAE vidíme na Obr. 2.3.

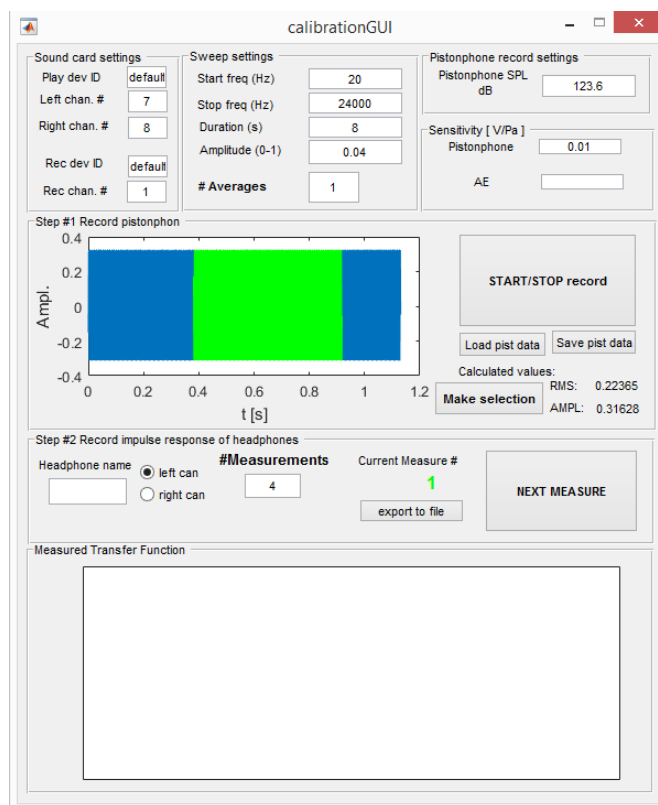
2.2 Realizace kalibrace

Ke kalibraci jsme použili dva různé přístupy. První kalibraci jsme provedli pomocí Umělého ucha, ke druhé jsme pak využili mikrofonní sondy, kterou jsme připnuli přímo mezi sluchátko a ucho.

2.2.1 Kalibrace s AE

Pro kalibraci sluchátek jsme vycházeli z normy IEC 60318.1:2009 [8], která se týká kalibrace sluchátek pomocí Artificial Ear (AE).

Při kalibraci sluchátek s AE jsme postupovali podle následujícího postupu. Nejprve jsme zkalibrovali mikrofon AE pomocí pistonphone (**Brüel & Kjær** 4220). Pistonphone (pracující na 250 Hz) jsme přiložili k odkrytému mikrofonu AE, poté jsme přes MATLABovský skript CalibrationAE, nahráli zvuk vycházející z pistonphonu přímo do AE, zaznamenali hladinu akustického tlaku pistonphonu (124 dB) a citlivost, v jaké pracoval předzesilovač (0.0316 V/Pa). Poté jsme nasadili na mikrofon AE Adaptor DB 0843, na který jsme přiložili mušli (část sluchátka, ve které je uložen reproduktor) a přitlačili



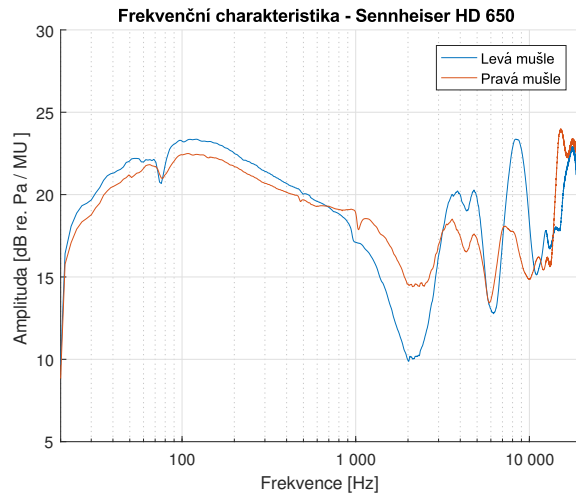
Obr. 2.3: CalibrationAE GUI

ji pomocí mechanismu pro upnutí silou přibližně 5 N. Následně jsme nastavili hodnoty potřebné pro spuštění metody Swept-sine, tj. výchozí frekvenci f_1 (20 Hz) a konečnou frekvenci f_2 (24 kHz), periodu T (8 s), tedy dobu, za kterou signál přeladí frekvenci od f_1 k f_2 , amplitudu signálu (0.04 MU), počet, kolikrát program měření provede (4x) a opět citlivost, jaká byla nastavena na předzesilovači (0.316 V/Pa). Výsledný tvar křivky se získá průměrem všech měření. Díky známé amplitudě pistonphonu pak zjistíme na jaké úrovni hladiny akustického tlaku se křivka nachází, tedy získáme frekvenční charakteristiku sluchátka. Měření následně zopakujeme pro druhou mušli sluchátek (není nutné provádět opětovnou kalibraci pistonphonem).

Výsledek kalibrace tímto způsobem můžeme vidět na grafu 2.4. Modrá křivka představuje přenosovou amplitudovou charakteristiku pro levé sluchátko (levou mušli), červená křivka pak pro sluchátko pravé. Osa Y představuje amplitudu přenosové funkce v jednotkách Pa/MU v měřítku dB a osa X představuje frekvenční osu v logaritmickém měřítku.

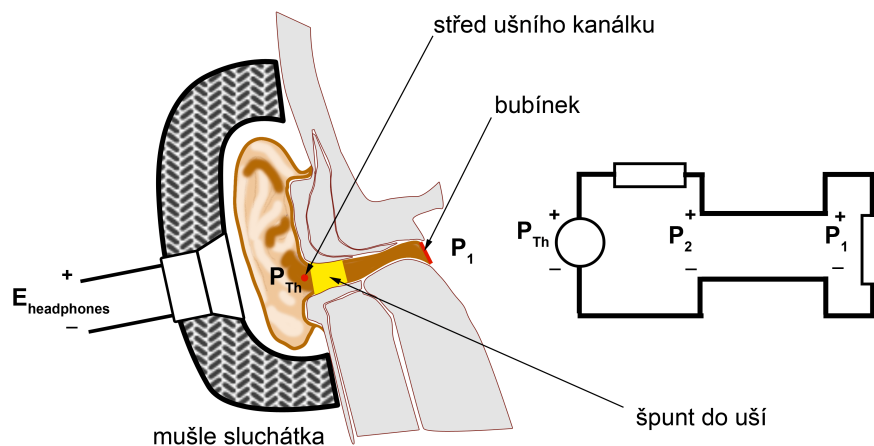
2.2.2 Kalibrace na uchu

Druhým způsobem kalibrace jsme zvolili kalibraci pomocí mikrofonní sondy. Tato metoda je popsána v [9], kde systém sestávající se z sluchátka nasazeného na uchu je modelován pomocí elektrického obvodu upraveného pomocí Theveninova theoremu (viz Obr. 2.5 – vpravo). Díky tomu stanovíme tzv. Theveninův akustický tlak, který se nachází na vstupu do ušního kanálku (též vnější zvukovod). Tento tlak sice normálně fyzicky neexistuje, ale pokud bychom ušní kanálek zablokovali, Theveninův tlak bude možné změřit vně na vstupu takto zablokovaného ušního kanálku (viz Obr. 2.5 – vlevo). Výsledná frekvenční charakteristika sluchátek na středu vstupu do ušního kanálku se pak získá ze vztahu $P_{Th}/E_{headphones}$, kde P_{Th} označuje frekvenční spektrum Theveninova akustického tlaku a $E_{headphones}$ označuje napětí na svorkách sluchátek. V našem případě nebude $E_{headphones}$



Obr. 2.4: Frekvenční charakteristika obou muší sluchátek Sennheiser HD 650 změřená pomocí Artificial ear v jednotkách Pa (pascal) / MU (MATLAB Unit)

napětí v jednotkách [V] ale amplituda generovaná v MATLABu v jednotkách [MU] (viz MATLAB Unit). Dalšími odlišnostmi od [9] jsou, že měření jsme prováděli monaurálně (každé ucho zvlášť) a k získání odezvy jsme použili metodu Swept-sine místo metody Maximum-length-sequence (MLS).



Obr. 2.5: Vlevo řez uchem a sluchátkem, při měření kalibrace na uchu, vpravo ekvivalentní model přenosu od začátku vnějšího zvukovodu k ušnímu bubínku. P_1 značí akustický tlak na ušním bubínku (resp. jeho frekvenční spektrum), P_2 na středu vstupu nezablokovaného ušního kanálku a P_{Th} Theveninův akustický tlak měřený na vstupu zablokovaného ušního kanálku. $E_{headphones}$ značí napětí na svorkách sluchátka (v našem případě amplituda generovaná v MATLABU v [MU]).

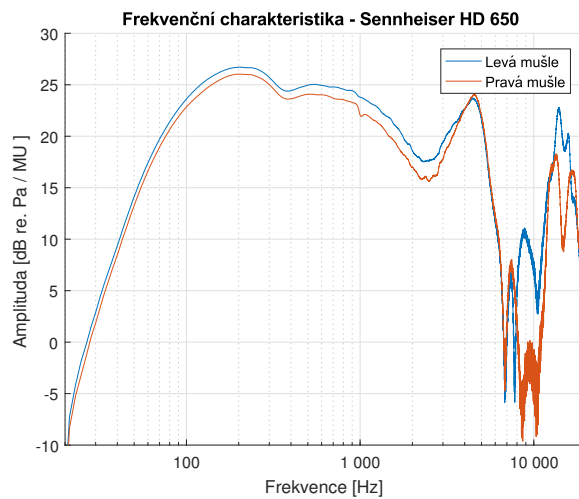
Při kalibraci na uchu jsme využili MATLABovský skript `CalibrationProbeMic`. Kalibrační signál jsme nahráli na zabudovaném pistonphonu (1 kHz, 94 dB SPL). Poté jsme spojili zvukovod sondy se špuntem do uší. Špunt jsme zastrčili na střed do zevního zvukovodu (ušního kanálku) tak, aby konec sondy směřoval směrem ven (viz Obr. 2.6), sonda tedy měřila Theveninův akustický tlak. Poté jsme nasadili na uši sluchátka a provedli měření. Hodnoty pro metodu Swept-sine jsme nastavili stejně jako v případě kalibrace pro

AE tedy, výchozí frekvence $f_1 = 20$ Hz a konečnou frekvenci $f_2 = 24$ kHz, periodu $T = 8$ s, amplituda signálu = 0.04 MU a počet měření = 4. Celý postup poté opět zopakujeme pro druhé ucho.



Obr. 2.6: Mikrofonní sonda nasazená na ucho subjektu

Výslednou frekvenční odezvu získanou pomocí kalibrace na uchu můžeme sledovat na Obr. 2.7. Levou mušli znázorňuje modrá křivka, pravou mušli křivka červená. Z grafu lze sledovat velký propad na frekvencích mezi 6 – 10 kHz.



Obr. 2.7: Frekvenční charakteristika obou mušlí sluchátek Sennheiser HD 650 změřená pomocí mikrofonní sondy připnuté na střed zablokovaného ušního kanálku.

3. Poslechový test pro zjištění prahu sluchu

3.1 Metody

3.1.1 Stimuly

Stimulem, tedy měřeným signálem, byly čisté tóny. Jako veličina stimulu byl použit akustický tlak, resp. hladina akustického tlaku (SPL) v dB (vztaženo k $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa). Doba jednoho stimulu byla stanovena na 500 ms (doba znění jednoho tónu) což je dostatečná doba pro bezpečné uvědomění si zvuku na všech frekvencích. K vytvoření signálu se využije Hannova okna, které na signálu vytvoří pomalejší náběh a sestup, čímž odstraní nebezpečí vzniku artefaktů, jak na začátku tak na konci. Doba náběhové funkce (též náběhová rampa) výsledného signálu je 50 ms, což je podle [10] tzv. plné „uvědomění si“ zvuku.

Měřili jsme pro každé ucho zvlášť a pro čtrnáct frekvencí, v tomto pořadí: 1 kHz, 1.5 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz, 10 kHz, 12.5 kHz, 16 kHz, 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz. Celkem tedy dvacet-osm různých měření. Výchozí hodnoty hladiny akustického tlaku pro jednotlivé frekvence byly zvoleny tak, aby byly vždy přibližně o 20 dB vyšší než je průměrný práh slyšení na dané frekvenci. Mezi měřeními jednotlivých frekvencí bylo možné experiment přerušit a dát přestávku. Po změření jednoho ucha (nezávisí na volbě, které ucho je první), po cca 45 minutách, byla udělána v měření pauza cca 10 minut, aby se zabránilo unavení a ztráty pozornosti subjektu, tedy zhoršení kvality výsledků.

3.1.2 Subjekty

Abychom mohli z výsledků stanovit referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku, musí být měření provedeno na normálně slyšících lidech, ve věku od osmnácti do třiceti let (podle [1]). S rostoucím věkem se totiž sluch zhoršuje, obzvláště na vyšších frekvencích [11].

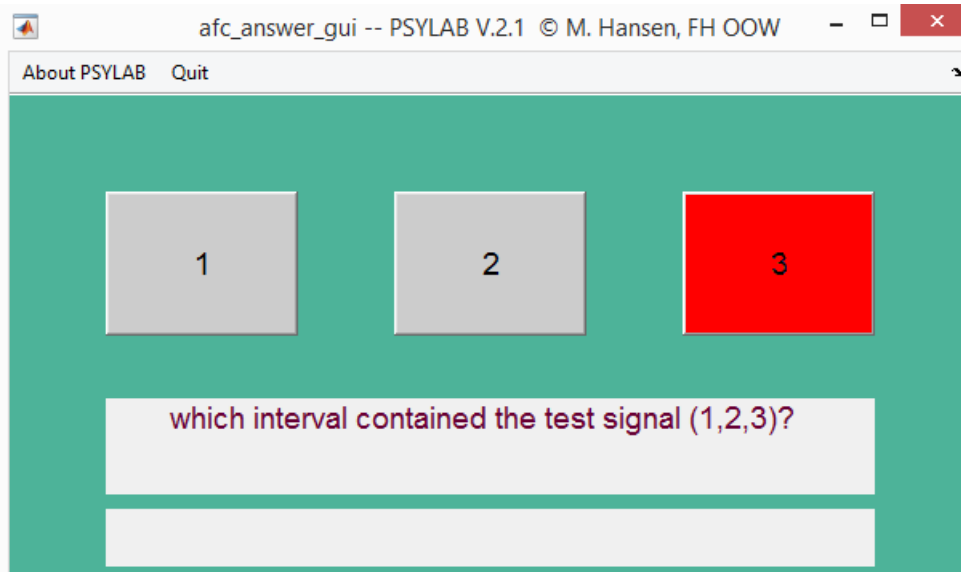
Celkový počet subjektů, které se zúčastnily měření bylo 25, z toho 10 žen a 15 mužů. Věkový rozsah byl od 19 do 28 let, nicméně věkový medián z celkového počtu subjektů byl pouze 22 let, tedy převládá počet mladších lidí, u kterých by měl být sluchový práh méně zkreslený.

3.1.3 PsyLab

PsyLab (publikováno v [12]) je soubor skriptů napsaných v MATLABu. Tyto skripty slouží pro návrh a kontrolu široké škály různých interaktivních psychoakustických poslechových experimentů jednotným a rychlým způsobem. PsyLab napsal Martin Hansen na Univerzitě aplikovaných věd v Oldenburgu, kde se používá pro výuku a výzkum. Výhodou těchto skriptů je jednoduchost nastavení a snadná modifikace pro vlastní účely. Využívá metod n -AFC s adaptivním určováním úrovně stimulu pomocí algoritmu down-up [13]. Grafické rozhraní PsyLab můžeme vidět na Obr. 3.1.

3.1.4 Procedura

Jako metodu měření jsme použili tónovou audiometrii, avšak bez přítomnosti testujícího, jehož činnost byla nahrazena metodou n -AFC a procedurou down-up, resp. souborem skriptů PsyLab, který tuto metodu a proceduru používá. Počet variant jsme stanovili na 3, jde tedy o metodu 3-AFC. Abychom získali větší reliabilitu, rozhodli jsme se nedodržet



Obr. 3.1: PsyLab GUI - 3-AFC, ve fázi třetího bliknutí

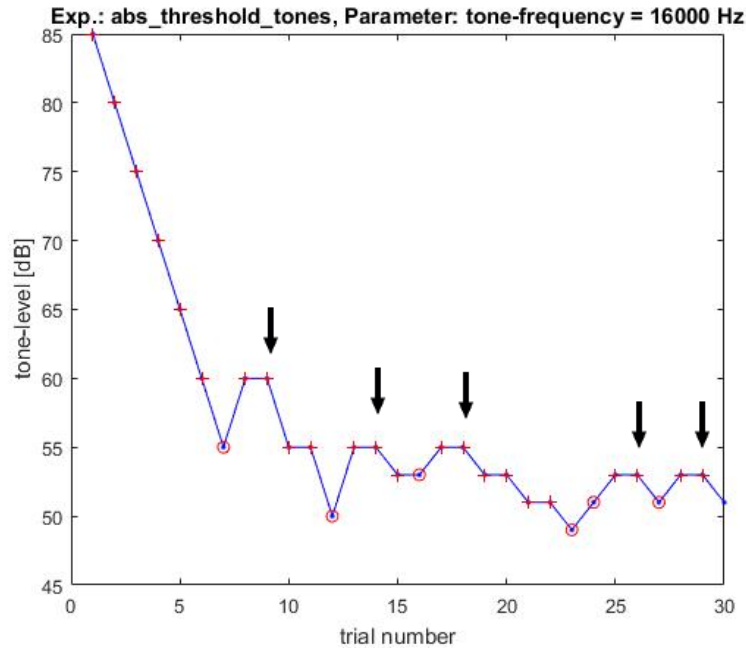
normu a použili jsme pravidlo 2-down 1-up, které trackuje bod na psychometrické křivce 70.7% [4]. Nevýhodou této varianty je větší časová náročnost. Proto jsme v PsyLab provedli několik modifikací. Jednou z nich je záměna 2-down 1-up tracking rule do první špatné odpovědi za metodu 1-down 1-up, čímž se subjekt dostane rychleji k hladině akustického tlaku, na které se jeho práh slyšení nachází. Další modifikace je, že pokud subjekt třikrát odpoví špatně na maximální hodnotě, měření se pro danou frekvenci ukončí a přejde se na frekvenci následující. Pokud subjekt tímto způsobem „přeskočil“ danou frekvenci, žádná hodnota se pro takovou frekvenci nezapočítá do celkového průměrování. To se několikrát stalo v případě měření na frekvenci 16 kHz, neboť u lidí s věkem často dochází ke zhoršení sluchu, obzvláště pak na vyšších frekvencích [11].

Měření se provádí v audiologické buňce, tedy v buňce, která je izolovaná od vnějšího prostředí, čímž potlačuje hluk okolí. Potlačení by mělo být dostatečné pro měření prahu slyšení. Měření probíhá způsobem, kdy subjekt sedí v audiologické buňce, na hlavě má pevně nasazená sluchátka a před sebou vidí na obrazovce počítače tři tlačítka. Tato tři tlačítka představují metodu 3-AFC (viz Obr. 3.1). Při spuštění měření se tlačítka postupně na krátký okamžik rozsvítí a během jednoho z těchto tří bliknutí zazní právě měřená frekvence. Subjekt pak musí určit, během kterého okamžiku zazněl tón kliknutím na požadované tlačítko, čímž se začne uplatňovat metoda down-up a změní se hladina akustického tlaku v závislosti na správné, či špatné odpovědi. Typický průběh měření jedné frekvence můžeme vidět na Obr. 3.2. Změny úrovně stimulu, tedy hladiny akustického tlaku, byly v našem případě od začátku do druhého reversal o 5 dB a následně, kdy začne již průměrované měření, o 2 dB. Tímto způsobem celé měření pokračuje až k pátému reversal, kdy měření pro danou frekvenci končí.

3.2 Výsledky měření

3.2.1 Srovnání kalibračních metod

Výsledky, které jsme získali z měření prahu slyšení jsme následně zkalibrovali jak pomocí AE, tak pomocí mikrofonní sondy. Pokud jsme objevili u některého subjektu výraznější odchylky od průměru ($> 20\text{dB}$), nezapočítali jsme pak takovou hodnotu do výsledků. Výsledky, které jsme takto vyškrtli z celkového průměrování, se týkaly převážně tónu



Obr. 3.2: Měření prahu slyšení pro frekvenci 16 000 Hz. Využití kombinace tracking rule 1-down 1-up s 2-down 1-up. (+) představuje správnou odpověď uživatele, (o) špatnou odpověď. Šípky označují místa, kde se nachází reversal.

o frekvenci 16 kHz, kde změřený práh subjektů byl v rozsahu 21 dB až 90 dB hladiny akustického tlaku a dva subjekty pro jedno ucho signál na této frekvenci neslyšely vůbec. Na této frekvenci jsme tedy do výsledku nezařadili výsledky dohromady pěti žen a tří mužů, takže celkový průměr na této frekvenci byl pak stanoven pouze ze sedmnácti osob. V případě jiných frekvencí k příliš mnoha odchýlkám nedocházelo.

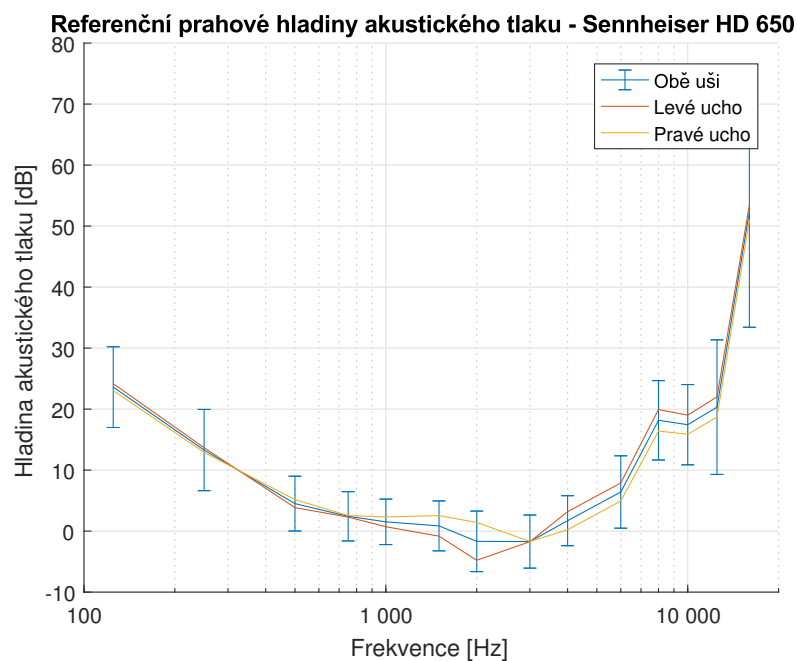
Obr. 3.3 ukazuje změřená data zkalibrovaná pomocí AE, jak pro každé ucho zvlášť, tak pro jejich průměr. Obr. 3.4 ukazuje stejný graf pro kalibraci mikrofonní sondou.

Na obrázku (Obr. 3.5) můžeme sledovat porovnání výsledků kalibrace změřeného prahu slyšení pomocí AE a mikrofonní sondy. Výsledky jsou víceméně podobné, na křivce kalibrované pomocí mikrofonní sondy můžeme však registrovat větší propad prahu slyšení na frekvencích 6 – 10 kHz. Tento útlum lze sledovat i na Obr. 2.6, který ukazuje frekvenční charakteristiku sluchátek změřenou právě pomocí mikrofonní sondy. Kvůli tomuto propadu jsme data kalibrace sondou prohlásili jako zkreslená a v rámci dalších porovnávání budeme pracovat s daty kalibrovanými pomocí AE.

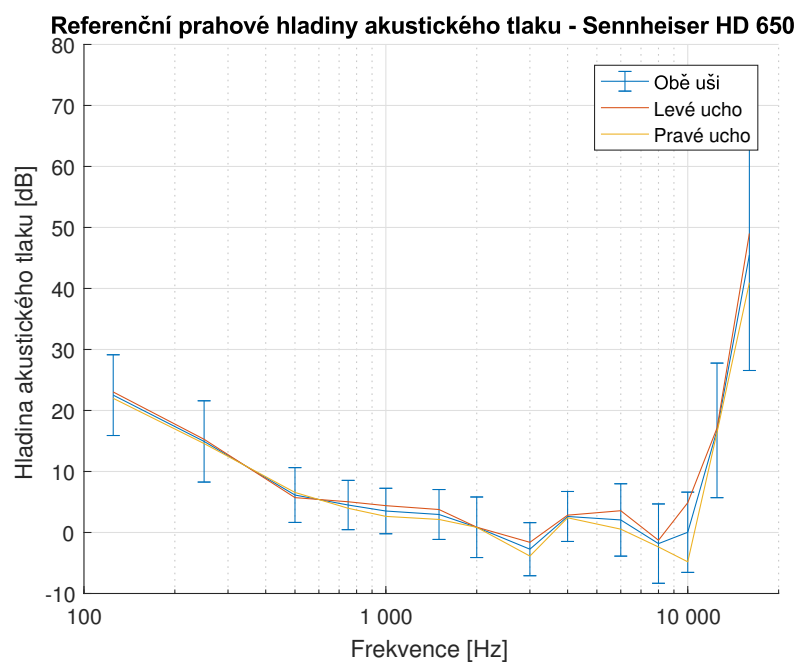
3.2.2 Referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku

Ze změřeného prahu slyšení a následně kalibrovaného pomocí AE jsme stanovili Referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku (RETSPL) pro sluchátka Sennheiser HD 650 (viz. Tab. 3.1).

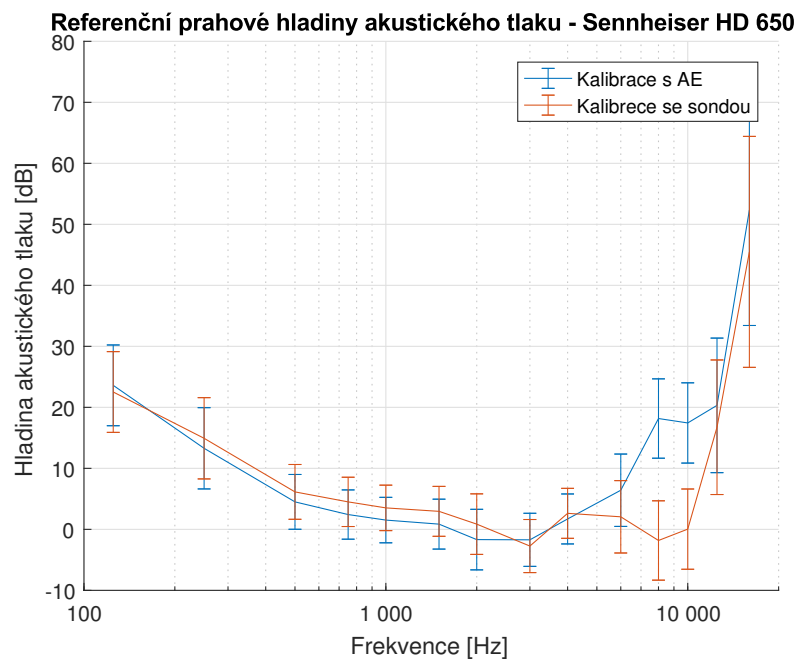
Porovnání RETSPL Sennheiser HD 650 se sluchátky Beyer DT 48, Telephonics TDH 39 a Sennheiser HDA 300 můžeme sledovat na Obr. 3.6. Sluchátka Beyer DT 48 (žlutá křivka) a Telephonics THD 39 (fialová křivka) jsou sluchátka supraaurální, tedy sluchátka leží přímo na uších, data k jejich RETSPL jsme získali z normy [1]. Audiologická sluchátka Sennheiser HDA 300 (červená křivka) jsou uzavřená a circumaurální, jejich RETSPL jsme získali z [14]. Z grafu je patrné, že námi měřená sluchátka mají téměř na všech frekvencích nižší hodnoty RETSPL než ostatní uvedená sluchátka. Nejbližše našim výsledkům byla sluchátka Sennheiser HDA 300.



Obr. 3.3: Změřené prahy slyšení se standardními odchylkami (Kalibrace pomocí Artificial Ear) – srovnání rozdílů mezi průměry pravých a levých uší.



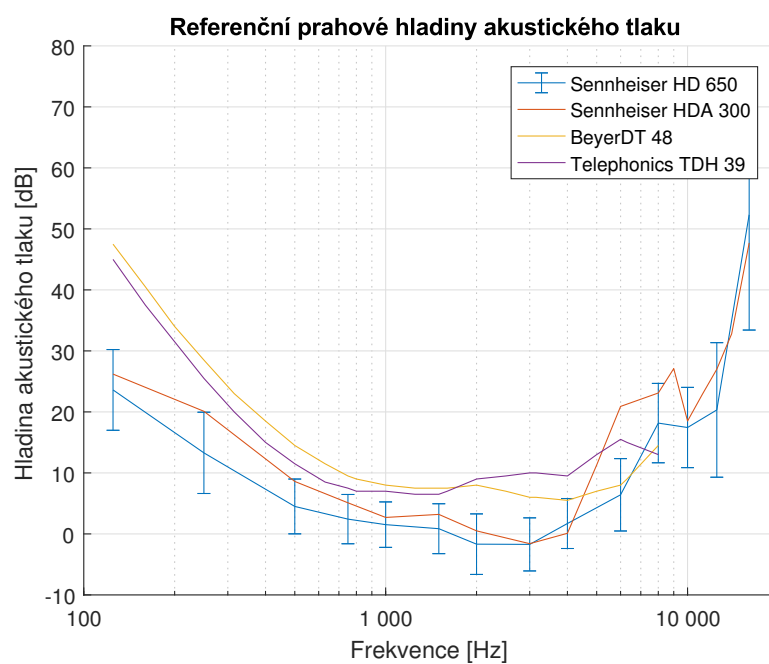
Obr. 3.4: Změřené prahy slyšení (Kalibrace pomocí mikrofonní sondy) – srovnání rozdílů mezi průměry pravých a levých uší.



Obr. 3.5: Změřený práh slyšení – srovnání rozdílů mezi kalibrací pomocí Artificial Ear a pomocí mikrofonní sondy.

Frekvence [Hz]	RET SPL [dB]
125	23,6
250	13,3
500	4,5
750	2,4
1 000	1,5
1 500	0,9
2 000	-1,7
3 000	-1,7
4 000	1,7
6 000	6,4
8 000	18,2
10 000	17,4
12 500	20,3
16 000	52,3

Tab. 3.1: Referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku (RET SPL) pro sluchátka Sennheiser HD 650.

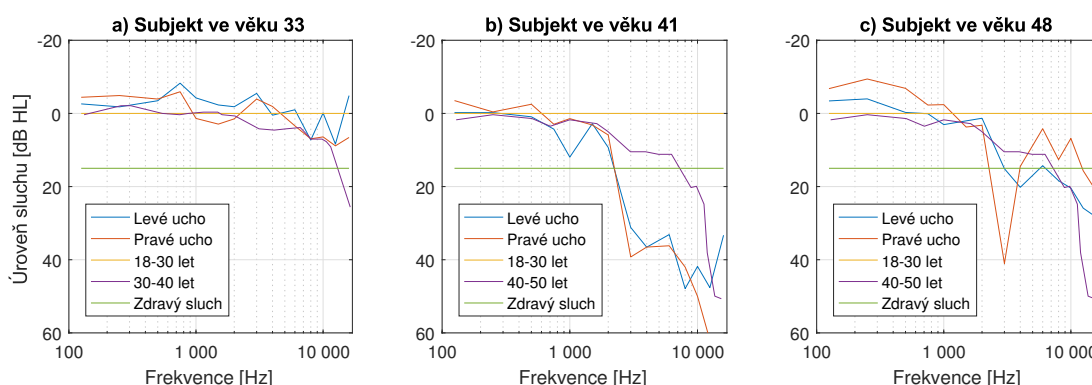


Obr. 3.6: Referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku pro sluchátka Sennheiser HD 650 a HDA 300 (data z [14]), Beyerdynamic DT 48 (data z [1]) a Telephonics TDH 39 (data z [1]).

4. Audiogramy

4.1 Subjekty nad 30 let

Měření se také zúčastnily tři osoby starší třiceti let, tedy jejich výsledky nebyly započítány do celkového průměru. Jedná se o muže ve věku 33, 41 a 48 let. Na Obr. 4.1 vidíme audiogramy těchto osob, tedy rozdíl jejich prahu slyšení od námi změřeného prahu slyšení „normálně“ slyšících lidí (viz Kap. 3.2). V audiogramu pak práh „normálně“ slyšících lidí představuje přímka (žlutá křivka) na úrovni 0 dB HL (Hearing level). To znamená, že pokud má subjekt hodnotu prahu slyšení v nějakém bodě nižší než je průměr normálně slyšících lidí, bude pak tento bod v audiogramu nad hodnotou 0 dB HL (tedy záporné dB HL), pokud je však je křivka prahu slyšení subjektu pod úrovní 0 dB HL (kladné dB HL), znamená to, že práh slyšení subjektu je vyšší.

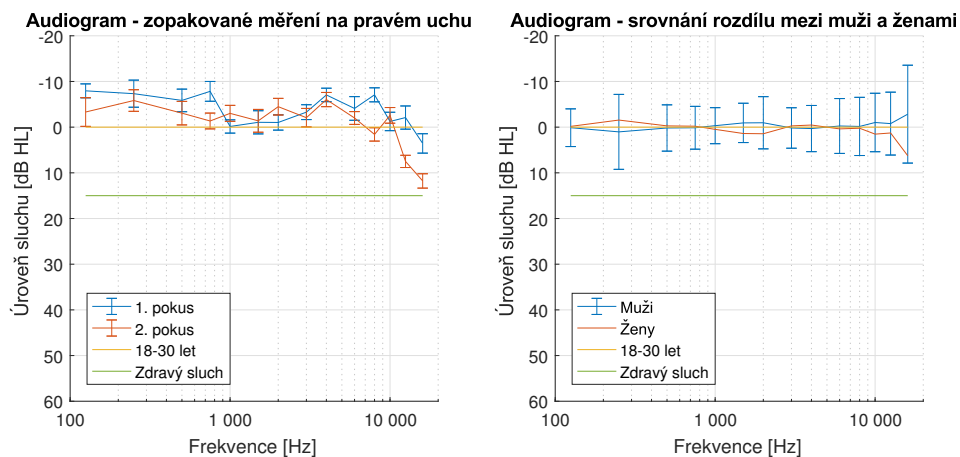


Obr. 4.1: Audiogramy subjektů starších třiceti let. Modrá křivka představuje hodnoty změřené na levém uchu, červená na uchu pravém, žlutá ukazuje práh slyšení „normálně“ slyšících lidí a fialová křivka představuje průměrný práh slyšení v příslušné věkové kategorii (převzato z [11]) – v případě a) od 30 do 40 let, v případě b) a c) od 40 do 50 let. Zelená křivka naznačuje přibližnou hranici mezi zdravým a „horším“ sluchem na úrovni 15 dB HL.

V audiogramech osob starších 30 let (Obr. 4.1) můžeme sledovat několik různých abnormalit. V případě a) je práh slyšení subjektu o něco lepší než průměr dané věkové kategorii (fialová křivka), tedy v podstatě stejný jako průměr pro mladé lidi. Data pro křivky průměrného prahu slyšení pro příslušné věkové kategorie byl převzata z [11]. Subjekt b), ve věku 41 let, má viditelnou ztrátu na vyšších frekvencích, kdy na některých tónech se změřené výsledky lišily od křivky průměrného prahu slyšení pro věkovou kategorii 40 – 50 let až o 25 dB HL, z čehož můžeme usuzovat, že subjekt trpí poruchou sluchu. Subjekt c), ve věku 48 let, je místy dokonce lepší, než by odpovídalo jeho věku, obzvláště na nižších frekvencích, avšak na pravém uchu má na frekvenci 3 kHz ztrátu 40 dB HL.

4.2 Zopakované měření

Jeden ze subjektů provedl retest měření pro pravé ucho, který můžeme vidět vlevo na Obr. 4.2, kde modrá a červená křivka představují jednotlivé pokusy měření prahu slyšení se standardními odchylkami. Až na drobné rozdíly jsou grafy víceméně podobné. Vzhledem k tomu, že retest byl proveden přibližně měsíc po uskutečnění prvního testu, je možné, že subjekt byl vystaven odlišným vnějším podmínkám (např. fyzická únava), které mohly způsobit tyto drobné odchylky.



Obr. 4.2: Vlevo audiogram zopakovaného měření jednoho subjektu na pravém uchu. Modrá křivka označuje změřené hladiny se standardními odchylkami při prvním pokusu, červená pak při pokusu druhém (časový rozestup cca 1 měsíc). Vpravo srovnání rozdílů prahů slyšení mužů a žen. Kvůli přehlednosti jsou standardní odchylky pouze u mužů.

4.3 Rozdíl mezi muži a ženami

Na Obr. 4.2 vpravo vidíme srovnání prahů slyšení mužů a žen. Ze standardní odchylek mužů je patrné, že rozdíly mezi oběma křivkami jsou zanedbatelné. Největší rozdíl můžeme sledovat na hodnotě 16 kHz, kde rozdíl činí přibližně 9 dB HL. Nicméně i přesto, že žen se zúčastnilo méně, musely být ze započítání do celkového průměru prahu slyšení na frekvenci 16 kHz odebrány, z důvodu velké odchylky od průměru, výsledky pěti žen, což činí polovinu celkového jejich počtu, avšak u mužů nebyly započítány výsledky pouze tří subjektů, tedy pouze jejich pětina.

5. Ekvalizace

Ekvalizace obecně je způsob, jakým lze měnit frekvenční charakteristiku systému. V našem případě bude ekvalizace znamenat úpravu systému takovým způsobem, aby generovaný signál s rovnoměrným amplitudovým spektrem měl také rovnoměrné amplitudové spektrum na výstupu. Cílem ekvalizace systému je tedy kompenzovat frekvenční charakteristiku sluchátek.

5.1 Ekvalizace čistých tónů

Ekvalizace čistých tónů je metoda, kterou lze využít při jednodušších měřeních, kde se používají harmonické signály, např. měření prahu slyšení nebo maskování tónu tónem. Základní princip spočívá ve přepočítání hladiny akustického tlaku použitých tónů podle již změřené frekvenční charakteristiky systému.

Tuto metodu jsme využili při našem měření prahu slyšení. Postup je následující. Pro danou frekvenci f_{ref} určíme koeficient k , který představuje převod mezi velikostí amplitudy v MU (A_{MU}) a hladinou akustického tlaku na f_{ref} z frekvenční charakteristiky ($L_{FR}(f_{ref})$). K vypočtení k využijeme vzorce

$$k = \frac{A_{MU}}{\sqrt{2} \cdot 10^{\frac{L_{FR}(f_{ref})}{20}} \cdot 2 \cdot 10^{-5}}. \quad (5.1)$$

Koeficientem k vynásobíme vstupní signál, čímž zkalibrujeme systém podle frekvence f_{ref} . Ekvalizace pak docílíme tak, že hladiny akustického tlaku na jednotlivých frekvencích přepočítáme podle

$$L(f_i) = L_1(f_i) + L_{FR}(f_i) - L_{FR}(f_{ref}), \quad (5.2)$$

kde $L_i(f_i)$ je změřená hladina akustického tlaku na frekvenci f_i , $L(f_i)$ je výsledná ekvalizovaná hladina akustického tlaku na f_i , $L_{FR}(f_i) - L_{FR}(f_{ref})$ představuje rozdíl hladin akustického tlaku ve frekvenční charakteristice pro měřenou frekvenci f_2 a pro námi dříve určenou frekvenci f_{ref} pro úpravu amplitudy signálu.

5.2 Ekvalizace filtrem

U měření, kde se používá složitější signál (např. šum) musíme použít takovou ekvalizaci, aby bylo spektrum vstupního signálu do soustavy upraveno podle frekvenční charakteristiky už před vstupem do sluchátek. K tomu lze využít digitální filtrace, tedy diskrétních lineárních filtrů FIR a IIR.

5.2.1 Filtr s konečnou impulzní odezvou

Filtr s konečnou impulzní odezvou (finite impulse response, FIR) je jednoduchý číslicový filtr, který je definován sumou

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n-1] + \dots + b_Nx[n-N] = \sum_{i=0}^N b_i \cdot x[n-i], \quad (5.3)$$

kde $x[n]$ je vstupní signál, $y[n]$ výstupní signál, b_i jsou (dopředné) koeficienty filtru a N je řád filtru. Velkou výhodou FIR filtru je, že nepotřebuje žádnou zpětnou vazbu, z toho vyplývá, že takovýto filtr bude vždy stabilní, tzn. soustava se po ukončení vzruchu vrátí do rovnovážného stavu. Další výhodou je, že má lineární fázi [15].

5.2.2 Filtr s nekonečnou impulzní odezvou

Filtr s nekonečnou impulzní odezvou (infinite impulse response, IIR) je číslicový filtr, který využívá zpětné vazby systému, tedy využívá dat výstupního signálu. IIR filtr lze definovat součtem

$$y[n] = \frac{1}{a_0} \left(b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_P x[n-P] - a_1 y[n-1] - a_2 y[n-2] - \dots - a_Q y[n-Q] \right), \quad (5.4)$$

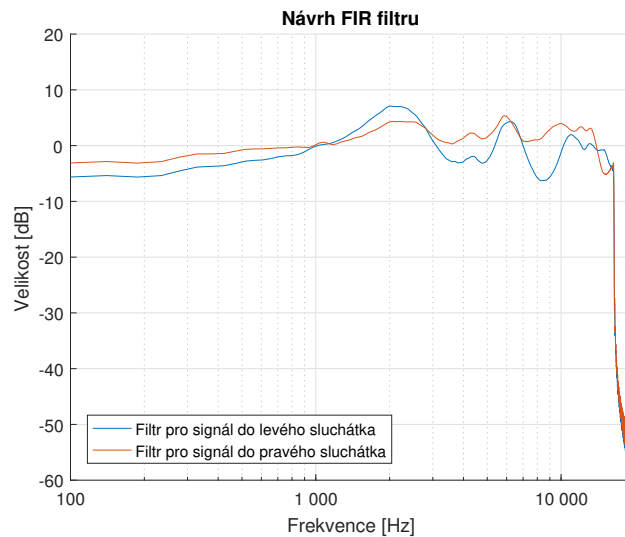
kde $x[n]$ je vstupní signál, $y[n]$ výstupní signál, b_i jsou dopředné koeficienty filtru, P řád filtru ve přímém směru, a_i jsou koeficienty zpětné vazby a Q je řád zpětnovazebného filtru. Takovéto filtry jsou výrazně nižšího řádu než filtry FIR, mají tedy nižší výpočetní složitost a kratší zpoždění mezi vstupem a výstupem, nicméně není u nich zaručena stabilita a jejich fáze není lineární [15].

5.2.3 Návrh filtru

Pro vytvoření filtru k ekvalizaci jsme využili filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR), neboť potřebujeme, aby měl filtr lineární fázi. Nejprve vytvoříme ze známé amplitudové přenosové funkce inverzní filtr $X_{dB}(f)$ tak, že od určité hodnoty na dané frekvenci (v našem případě $f_1 = 1000\text{Hz}$) odečteme hodnoty frekvenční charakteristiky ($L_{TF}(f)$), tedy

$$X_{dB}(f) = L(f_1) - L_{TF}(f). \quad (5.5)$$

Takto získaný filtr převedeme z logaritmického měřítka („oddecibelujeme“) a vytvoříme koeficienty pro FIR filtr. K tomu jsme použili MATLAB funkci `firls`, řád filtru jsme zvolili 512. Takto vytvořený FIR filtr vidíme na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Námi navržený FIR filtr. Modrá křivka ukazuje filtr pro vstupní signál pro levé sluchátko, červená pro signál jdoucí do pravého sluchátka.

Následně pak pomocí těchto koeficientů signál filtrujeme. V našem případě jsme využili MATLAB funkci `filter`, která provádí digitální filtraci s nulovou fází tím, že signál filtruje v dopředném i zpětném směru. Takto filtrovaný vstupní signál poté vynásobíme koeficientem ze vzorce 5.1, tedy upravíme amplitudu, aby velikost v MU odpovídala příslušné hladině akustického tlaku.

Závěr

V rámci této práce jsme změřili práh slyšení na dvaceti pěti subjektech ve věku 19 – 28 let pomocí tónové audiometrie, kdy činnost testující osoby byla nahrazena metodou n -AFC s využitím down-up tracking rule. Dále jsme provedli kalibraci pomocí Artificial Ear a mikrofonní sondy, avšak kvůli velkému útlumu na vyšších frekvencích u měření sondou, jsme dále vycházeli jen z výsledků kalibrace získaných z měření s Artificial Ear. Ze změřeného prahu slyšení a změřené kalibrace jsme stanovili referenční ekvivalentní prahové hladiny akustického tlaku (RETSPL) pro sluchátka Sennheiser HD 650 (viz Tab. 3.1), které jsme pak vykreslili do společného grafu s jinými již změřenými sluchátky (Obr. 3.6). Z grafu můžeme vyčíst, že námi měřená sluchátka mají téměř na všech frekvencích nižší hodnoty RETSPL než ostatní sluchátka.

Dále jsme vytvořili audiogramy pro subjekty, které jsme nemohli zařadit do výsledků kvůli jejich věku (Obr. 4.1). Na Obr. 4.1 můžeme u subjektů starších čtyřiceti let snadno vidět zhoršení sluchu na vyšších frekvencích. Dále jsme provedli porovnání mezi muži a ženami, ale až na menší odchylku na 16 kHz, kdy ženy měly v průměru sluch horší o 9 dB, byly výsledky velmi podobné.

V rámci práce jsme se zabývali způsobem ekvalizace sluchátek ze změřené přenosové charakteristiky a navrhli možné způsoby provedení, jednak přístupem zpětné ekvalizace výsledků, která byla použita při měření prahu slyšení a za druhé pomocí filtru FIR, pro nějž jsme vytvořili skript pro získání koeficientů ze známé přenosové funkce měřeného systému.

Přínosem této práce je stanovení referenčních ekvivalentních prahových hladin akustického tlaku pro sluchátka Sennheiser HD 650, aby se tato sluchátka dala využít při audiologických testech. Dále pak vytvoření kalibračního skriptu `CalibrationAE` pro kalibraci pomocí Artificial Ear a navrhnutí způsobu pro ekvalizaci systému pomocí filtru FIR.

Použitá literatura

- [1] ISO 389-1:1998(E). 1998.
- [2] Sennheiser electronic GmbH & Co. KG. Instruction manual: Hd 650. http://ende.sennheiser.com/globaldownloads/file/4636/HD650_Manual_11_2016.pdf.
- [3] Bednář J. Aplikace pro měření prahu slyšení a maskovacích křivek. *Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií*, 2015.
- [4] Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J.Acoust. Soc. Am.*, 49:467–477, 1970.
- [5] Novak A., Lotton P., and Simon L. Synchronized swept-sine: Theory, application and implementation. *Journal of the Audio Engineering Society*, 63(10):786–798, 2015.
- [6] Farina A. Simultaneous measurement of impulse response and distortion with a swept-sine technique. in *AES 108th convention*, 2000.
- [7] Brüel & Kjær. Product data: Artificial ear — types 4152 and 4153. <https://www.bksv.com/-/media/literature/Product-Data/bp0265.ashx>.
- [8] IEC 60318-1:2009. 2009.
- [9] Møller H., Hammershøi D., Hundebøll J. V., and Jensen C. B. Transfer characteristics of headphones. *Audio Engineering Society Preprint*, Preprint 3290, 1992.
- [10] Srový V. *Hudební akustika*. Akademie múzických umění v Praze, Praha, 2013. 3. doplněné vydání.
- [11] Jilek M., Šuta D., and Syka J. Reference hearing thresholds in an extended frequency range as a function of age. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 136(4):1821–1830, 2014.
- [12] Hansen M. Lehre und ausbildung in psychoakustik mit psylab: freie software für psychoakustische experimente. In *Fortschritte der Akustik – DAGA '06*, pages 591–592, Braunschweig, 2006. Dega.
- [13] Hansen M. Psylab – documentationversion 2.6c. 2016. <http://www.hoertechnik-audiologie.de/psylab/psylab-doc.pdf>.
- [14] Physikalisch-Technische bundesanstalt (PTB). Test report audiometric headphones hda 300. http://en-de.sennheiser.com/global-downloads/file/4745/HDA300_References.pdf.
- [15] Davidek V., Laipert M., and Vlcek M. *Analogove a cislicove filtry*. CVUT, 2000.

Obsah příloženého CD

Obsahem příloženého CD jsou poslední verze námi upravených MATLAB skriptů `PsyLab`, kalibrační skript `CalibrationAE` pro kalibraci pomocí Artificial Ear a skript pro návrh filtru FIR ze známé amplitudové přenosové funkce.