



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

AUTONOMNÍ NÁSTROJ PRO MĚŘENÍ AUDIOGRAMU A KMITOČTOVÉHO MASKOVÁNÍ

AUTONOMOUS TOOL FOR MEASURING AUDIOGRAM AND FREQUENCY MASKING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jakub Pachel

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Malucha

BRNO 2024



Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Elektronika a komunikační technologie**

Ústav radioelektroniky

Student: Jakub Pachel

ID: 240671

Ročník: 3

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Autonomní nástroj pro měření audiogramu a kmitočtového maskování

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s problematikou lidského sluchu, audiometrie a kmitočtového maskování. Zpracujte stručnou studii běžných sluchových vad a jejich vlivu na práh slyšení. Vytvořte algoritmus na měření klasického audiogramu s grafickým výstupem na běžném PC v MATLABu, Pythonu nebo jiném jazyce. Provedte měření audiogramu alespoň na pěti lidech různého věku a interpretujte výsledky.

Vytvořte autonomní a interaktivní nástroj na diagnostické měření audiogramu s přehledným GUI. Program doplňte o možnost výukové demonstrace jevu kmitočtového maskování - přidejte možnost zavést do procesu měření audiogramu libovolné maskovací tóny nebo šумы o nastavitelné intenzitě a frekvenci (případně šířce pásma pro šum). Nástroj by měl být správně cejchován a kalibrován pro danou hardwarovou realizaci.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] SCHIMMEL, J. Elektroakustika. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013.
- [2] LEJSKA, M. Základy praktické audiologie a audiometrie. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994.
- [3] KABÁTOVÁ Z., PROFANT M. a kol. Audiologie. Grada, 2012.

Termín zadání: 16.2.2024

Termín odevzdání: 27.5.2024

Vedoucí práce: Ing. Jan Malucha

doc. Ing. Lucie Hudcová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

První polovina bakalářské práce je zaměřena na teorii zvuku a zabývá se popisem lidského sluchu, stručnou studií sluchových vad a jejich vlivu na práh slyšení, popisem kmitočtového maskování a představením metod vyšetření sluchu. V druhé polovině je prezentován návrh a blokové schéma audiometru pro audiometrii čistými tóny, který byl naprogramován ve vývojovém prostředí MATLAB. Dále práce prezentuje výsledky měření audiometru pěti měřených lidí. Na závěr je popsáno jak byl program doplněn o grafické uživatelské rozhraní s možností přidání do procesu měření maskovací tóny a šumy.

KLÍČOVÁ SLOVA

Audiometrie, audiogram, sluch, kmitočtové maskování

ABSTRACT

The first half of the bachelor's thesis is focused on the theory of sound, it deals with the description of human hearing, some of hearing impairments and their impact on the hearing threshold, a description of simultaneous masking, and the introduction of hearing test methods. The second half introduces an audiometer's design and block diagram for pure-tone audiometry, which was programmed in the MATLAB development platform. Furthermore, the thesis presents the measurement results of the audiometer for five subjects. Finally, it describes how the program was supplemented with a graphical user interface with the possibility of adding masking tones and noises into the measurement process.

KEYWORDS

Audiometry, audiogram, hearing, simultaneous masking

PACHEL, Jakub. *Autonomní nástroj pro měření audiogramu a kmitočtového maskování*.
Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a ko-
munikačních technologií, Ústav radioelektroniky, 2024. Vedoucí práce: Ing. Jan Malucha

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Jakub Pachel
VUT ID autora: 240671
Typ práce: Bakalářská práce
Akademický rok: 2023/24
Téma závěrečné práce: Autonomní nástroj pro měření audio-gramu a kmitočtového maskování

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora*

* Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Janovi Maluchovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Poděkování také patří panu doc. Ing. Jiřímu Schimmelovi, Ph.D. za zprostředkování a asistenci při měření frekvenční odezvy sluchátek. Mé poděkování patří též pánům prof. Ing. Romanovi Maršálkovi, Ph.D. a prof. Ing. Milanovi Sigmundovi, CSc. za cenné informace a rady při konzultaci problematik k tomuto tématu se vztahujících. Dále bych chtěl poděkovat lidem, kteří podstoupili měření audiogramu.

Obsah

Úvod	11
1 Zvuk	12
1.1 Zdroje zvuku	13
1.2 Šíření zvuku	13
1.2.1 Odraz a lom zvuku	13
1.3 Vlastnosti zvuku	13
1.3.1 Výška zvuku	14
1.3.2 Intenzita a hlasitost zvuku	14
1.3.3 Barva zvuku	16
2 Sluch	17
2.1 Lidský sluch	17
2.1.1 Vlastnosti lidského sluchu	17
2.1.2 Sluchové ústrojí	19
2.2 Maskování	21
2.2.1 Kmitočtové maskování	22
2.3 Poruchy sluchu	25
2.3.1 Podle místa vzniku vady	25
2.3.2 Podle doby vzniku	26
2.3.3 Podle stupně ztráty sluchu	26
2.3.4 Podle příčiny vzniku	27
2.4 Ochrana sluchu	29
3 Metody vyšetření sluchu	31
3.1 Objektivní metody vyšetření sluchu	31
3.2 Subjektivní metody vyšetření sluchu	32
3.3 Audiogram	36
4 Výsledky studentské práce	37
4.1 Programové řešení audiometru	37
4.2 Cejchování a kalibrace pro danou hardwarovou realizaci	41
4.2.1 Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty	41
4.2.2 Charakteristická impedance sluchátek	44
4.2.3 Frekvenční odezva sluchátek	45
4.2.4 Generování bílého šumu	47
4.3 Výsledky měření	48

4.3.1	Porovnání měřených lidí	48
4.3.2	Jednotlivá měření	50
4.3.3	Měření maskovacích tónů a šumů na osobě E	56
4.4	Grafické Uživatelské Prostředí GUI	58
4.4.1	Hlavní okno	58
4.4.2	Okno nastavení	60
	Závěr	63
	Literatura	64
	A Obsah elektronické přílohy	67

Seznam obrázků

1.1	Škála zvuku [1].	12
2.1	Graf oblasti slyšitelnosti [4].	18
2.2	Anatomie lidského ucha [8].	19
2.3	Struktura blanitého hlemýžďe [11] (upraveno).	21
2.4	Dočasné maskování [13].	22
2.5	Maskovací křivka při maskování čistým tónem [7].	23
2.6	Příklad maskovacích křivek úzkopásmového šumu.[7].	24
2.7	Maskovací křivky bílého šumu [7].	24
3.1	Značení v audiogramu [30].	36
4.1	Vývojový diagram kódu.	40
4.2	Měření převodní charakteristiky.	41
4.3	Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty.	43
4.4	Závislost impedance sluchátek na frekvenci.	44
4.5	Frekvenční odezva sluchátek.	45
4.6	Porovnání filtrovaného a nefiltrovaného šumu.	47
4.7	Porovnávací audiogram pro pravé ucho.	49
4.8	Porovnávací audiogram pro levé ucho.	49
4.9	Audiogram měřené osoby A.	50
4.10	Audiogram měřené osoby B.	51
4.11	Audiogram měřené osoby C.	52
4.12	Audiogram měřené osoby D.	53
4.13	Audiogram měřené osoby E.	54
4.14	Výsledek audiogramu z ORL ordinace osoby E	55
4.15	Vliv maskovacího tónu na práh slyšení	56
4.16	Vliv maskovacího tónu na práh slyšení	57
4.17	Hlavní okno aplikace - levá část.	58
4.18	Hlavní okno aplikace - pravá část.	59
4.19	Okno nastavení.	61
4.20	Blokové schéma GUI.	62

Seznam tabulek

1.1	Porovnání jednotek intenzity zvuku [2].	15
2.1	Mezinárodní klasifikace sluchových poruch či vad dle WHO [17].	27
4.1	Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty.	42
4.2	Tabulka měřených osob doplněná o údaje o pohlavní a věku.	48

Úvod

Lidský sluch je klíčovým smyslem, který nám umožňuje vnímat zvuky a porozumět okolnímu prostředí. Jeho důležitost je mnohostranná a ovlivňuje naše každodenní životy z mnoha hledisek. Pokud se člověk narodí s vadou sluchu nebo se mu během života zhorší kvalita sluchu (či ohluchne úplně), zkomplikují se mu i jiné aspekty života, jako jsou komunikace, rozvoj řeči, orientace v prostoru nebo obecně jeho reakce na nebezpečí. Lidé se proto snaží sluchové vady včas diagnostikovat za pomoci různých druhů vyšetření a měření sluchu. Diagnostika sluchových vad je zejména důležitá u novorozenců, ještě před tím, než u nich nastane vývoj řeči. Při správné diagnostice je možné některé sluchové vady léčit nebo kompenzovat, čímž se sníží negativní dopady na vývoj komunikačních schopností.

Nejrozšířenější metoda vyšetření sluchu u lidí, kteří jsou schopni spolupracovat, je tónová audiometrie. Vzhledem k rozvoji elektronických technologií není nemožné zrealizovat nástroj pro takové měření v domácím prostředí. Výsledky těchto měření je však potřeba brát orientačně a ne jako lékařskou diagnózu.

Jev kmitočtového maskování je užitečný například v komunikačních technologiích pro kompresi dat. Avšak pro řadu lidí je tento jev těžko pochopitelný. Aplikace, která by tento jev demonstrovala, by mohla přispět k lepšímu chápání tohoto jevu.

Bakalářská práce se v první kapitole teoretické části věnuje definici zvuku, jeho vlastnostem a dále i tomu, jak vzniká a jak se šíří. V druhé kapitole práce jsou představeny hlavní charakteristiky lidského sluchu, včetně stručného popisu anatomie sluchového ústrojí. V druhé sekci druhé kapitoly je rozebrána problematika maskování, jelikož demonstrace kmitočtového maskování je cílem této práce. Ve třetí sekci druhé kapitoly je zpracována stručná studie běžných sluchových vad a jejich vliv na práh slyšení. Ve třetí kapitole práce jsou prezentovány metody vyšetření sluchu a popis audiogramu, což je výstup audiometrie čistými tóny.

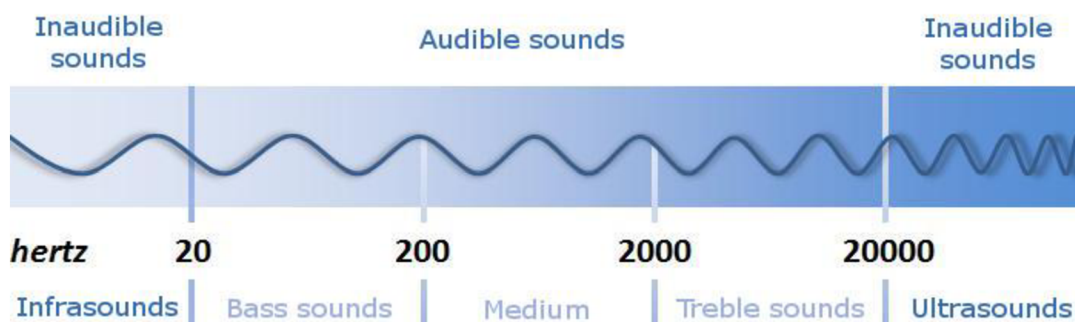
V první sekci praktické části je popsáno, jakým způsobem byl realizován algoritmus na měření klasického audiogramu. V druhé sekci praktické části byly interpretovány výsledky měření audiogramů. V poslední sekci je popsáno, jak byl program doplněn o přehledné grafické uživatelské rozhraní a audiogram byl doplněn o možnost výukové demonstrace jevu kmitočtového maskování, což znamená možnost zavést do procesu měření libovolné maskovací tóny a šумы.

1 Zvuk

Zvuk je mechanické vlnění, které se šíří prostředím. Nejčastěji je tímto prostředím vzduch, ale může to být i jiné prostředí, například voda. Zdrojem zvuku je mechanická vibrace hmoty, tyto vibrace se následně přenesou do látkového prostředí a toto prostředí následně působí jako prostředí mechanicky vodivé. Rychlost šíření zvuku v jednotlivých prostředích závisí na různých parametrech, jako jsou teplota, hustota a pružnost prostředí. Zvuk může vznikat jak úmyslně (řeč, hudební nástroje), tak necíleně (praskání ohně). Některé organismy zvuk využívají také k echolokaci. V technice se využívá například k ultrazvukové diagnostice nebo u nedestruktivní vibro-diagnostiky (dopplerovská sonografie), lze jej dokonce použít jako zbraň.

Zvuk má široké frekvenční spektrum, do hodnoty 20 Hz nazýváme frekvenční spektrum **infrazvuky** (*lat. infra = čs. pod*) a nad hodnotu 20 kHz nazýváme spektrum **ultrazvuky** (*lat. ultra = čs. za*). Frekvenční pásmo mezi těmito hodnotami nazýváme **slyšitelné pásmo zvuku**, což je pásmo frekvencí, které lidské sluchové ústrojí dokáže zpracovat, jinými slovy, tyto frekvence jsme schopni slyšet. Pro přehlednost je celé spektrum zobrazeno na obrázku 1.1.

Disciplína, která se zabývá vznikem, šířením a působením zvuku na okolní prostředí, se nazývá **akustika**. Akustika se dělí na dílčí odvětví, jako je Fyzikální akustika, která matematicky popisuje vlastnosti zvuku. Bioakustika se zajímá o zvuky, které souvisí se zvířaty. Fyziologická akustika se zabývá lidským sluchem a hlasem. Psychoakustika se zabývá tím, jak mozek interpretuje zvukové signály.



Obr. 1.1: Škála zvuku [1].

Obrázek 1.1 znázorňuje frekvenční spektrum zvuku, kde je vidět rozdělení spektra slyšitelného lidským uchem. Frekvenční pásmo od 20 do 200 Hz je pásmo **basových zvuků** (*ang. bass sounds*), pásmo od 200 do 2000 Hz je pásmo **středových zvuků** (*ang. medium sounds*) a pásmo od 2000 do 20000 Hz je pásmo **výškových zvuků** (*ang. treble sounds*).

1.1 Zdroje zvuku

Zdroje zvuku jsou nazývány **oscilátory**. Zvuk vzniká mechanickým kmitáním pružného materiálu, který je zpravidla v pevném skupenství. Například lidský hlas je produktem kmitání hlasivek; tento zvukový signál je poté upravován charakteristikami vokálního traktu. Dalšími možnými zdroji zvuku jsou tleskání, hra na hudební nástroj nebo reproduktor. Materiál, ze kterého je oscilátor zhotoven, může ovlivnit, jaké spektrální složení a rychlost bude zvuk mít. Tvar oscilátoru ovlivňuje amplitudu, výšku a barvu zvuků.

1.2 Šíření zvuku

Šíření zvuku je proces, při kterém mechanické vibrace vzniklé ve zdroji putují pružným prostředím ve formě zvukových vln. Tyto vibrace se mohou šířit v plynných, kapalných nebo pevných médiích, jako jsou vzduch, voda nebo dřevo. Ve vakuu se zvuk nešíří vůbec. Při šíření zvuku ve vzduchu dochází ke stlačování a řídnutí vzduchových částic, tvořící tlakové vlny. Ve vodě se zvuk šíří pouze pomocí podélných vln. V pevném prostředí se zvuk může šířit například v podobě příčného vlnění. Rychlost šíření zvuku závisí na druhu média, přičemž ve vzduchu je zvuk pomalejší než ve vodě nebo v pevných látkách. Každé médium má odlišné vlastnosti ovlivňující rychlost a charakteristiky šíření zvuku, což má vliv na vnímání zvuku lidmi a jeho využití v různých oblastech lidské činnosti.

1.2.1 Odraz a lom zvuku

Při změně akustického prostředí mohou nastat pro zvuk dva klíčové jevy – **odrazy** a **lomy**. Odrazy zvuku nastávají, když zvuk narazí na překážku nebo změnu vlastností média, což vede k částečnému odrazu zvukových vln. Tento jev může mít výrazný vliv na akustické vlastnosti prostorů a je podstatný při navrhování akusticky optimálních prostředí, například koncertních sálů. Lom zvuku znamená změnu směru zvukové vlny. Lom se vyskytuje při změně média a je spojen s modifikací rychlosti šíření zvuku. Tento jev hraje důležitou roli v akustickém průzkumu, zejména v geofyzice a oceánografii, kde může být využíván k analýze vlastností médií a detekci objektů.

1.3 Vlastnosti zvuku

Vlastnosti zvuku je možné popsat subjektivními vjemy, jako jsou například **barva**, **výška** či **hlasitost** tónu. Rovněž se dají popsat objektivně pomocí fyzikálních ve-

ličin, kde jsou většinou popisovány zvuky periodické. Periodické zvuky se jmenují podle toho, že se kmit dostane do své původní pozice v určitém konstantním časovém úseku. Tento časový úsek nazýváme **perioda** T . Základní jednotka periody je **sekunda** s. Veličina, která přímo souvisí s periodou, je **frekvence**, také známá jako **kmitočet** f . Frekvence určuje, kolikrát za sekundu tento periodický děj nastane. Jednotkou frekvence je hertz Hz. Vztah mezi frekvencí a periodou udává tento vzorec:

$$f = \frac{1}{T} \quad [\text{Hz}], \quad (1.1)$$

kde f je frekvence a T je perioda. Veličina, která souvisí s periodou a frekvencí je **úhlová frekvence** ω , která má jednotku s^{-1} , ale v některých situacích se používá i jednotka $\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$. Úhlová frekvence popisuje, jak se mění fáze v závislosti na čase. Vztah mezi úhlovou frekvencí a frekvencí je definován touto rovnicí:

$$\omega = 2\pi \cdot f = \frac{2\pi}{T} \quad [\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}]. \quad (1.2)$$

Amplituda je maximální vzdálenost, které kmit dosáhne od rovnovážné polohy. Amplituda je také nazývaná maximální výchylka. Pro určení aktuální vzdálenosti kmitu od rovnovážné polohy se používá pojmenování **okamžitá výchylka**.

1.3.1 Výška zvuku

Výška zvuku popisuje subjektivní psychologický dojem. Je známo, že výška tónu je závislá na frekvenci - čím větší je kmitočet zvukového signálu, tím bude i výška zvuku vyšší. Hudebníci se výšku tónu hudebních nástrojů snažili uspořádat a pojmenovat podle stupnic o fixních frekvencích pomocí ladiček. Z prvopočátku byla ladička přístroj, který dokázal vydat tón o určité frekvenci. Tento tón se nazýval **komorní A**. Avšak v průběhu let se frekvence, která náležela komornímu A, neustále měnila. V dnešní době je téměř celosvětovým standardem 440 Hz, avšak ve světě jsou stále výjimky.

1.3.2 Intenzita a hlasitost zvuku

Intenzita zvuku je definována podílem výkonu zvukového vlnění a plochou, kterou toto vlnění prochází, takže udává, jak je dané vlnění objektivně silné. Když ale máme dva zdroje akustického signálu, které generují signál o určité intenzitě, neznamená to, že výsledný akustický signál na vstupu akustického přijímače bude intenzita zvuku součtem těchto intenzit. Signály se totiž téměř vždy sčítají s fázovým posuvem, který zapříčiní, že maximální amplituda výsledného signálu není součtem maximálních amplitud sčítajících se signálů.

Jelikož poměr mezi intenzitou, při které lidské ucho zvuk ještě vnímá, a intenzitou, která je na prahu bolesti, je 10^{12} , je využívána logaritmická veličina **hladina akustického tlaku**, jejíž zkratka je **SPL** (*ang. Sound Pressure Level*). Výpočet hladiny akustického tlaku reprezentuje rovnice:

$$SPL = 20 \log_{10}\left(\frac{p}{p_0}\right) \quad [\text{dB}], \quad (1.3)$$

kde SPL je hladina akustického tlaku v decibelech, p je efektivní hodnota akustického tlaku a p_0 je referenční hodnota akustického tlaku. Hladina akustického tlaku má jednotku **bel**, ale v praxi jsou používány spíše desetiny belu, což jsou **decibely**, které mají zkratku **dB**. Decibely jsou používány, jelikož lidské ucho dokáže rozlišit rozdíl hladiny intenzity přijímaného zvuku přibližně v rozsahu jednoho decibelu. V praxi jsou používány i jednotky fón a son, což jsou jednotky objektivní. Jednotka **fón**, jejíž zkratka je **Ph**, počítá s tím, že slyšitelnost je rozdílná na různých frekvencích. Jednotka **son** je oproti fónu a decibelu lineární [2]. Porovnání jakou intenzitu mají běžné zvuky, zpracovává následující tabulka:

Tab. 1.1: Porovnání jednotek intenzity zvuku [2].

Příklad	Relativní intenzita zvuku	Relativní hlasitost (upravená podle frekvence)	decibely (dB)	son
skoro ticho (povzdech na 10 m)	1	1	0	0,06
moucha v místnosti	10	2	10	0,12
včela v místnosti	100	4	20	0,25
pobrukování	1000	8	30	0,5
poměrně tichý hovor	10 000	16	40	1
sólo housle, střední hlasitost	100 000	32	50	2
rušná restaurace (nebo 10 houslí)	1 000 000	64	60	4
dopravní špička	10 000 000	128	70	8
orchestr, když hraje nahlas	100 000 000	256	80	16
hodně hlasité disko	1 000 000 000	512	90	32
u reproduktoru na rockovém koncertě	10 000 000 000	1 024	100	64
ohňostroj	100 000 000 000	2 048	110	128
bolest - v blízkosti sbíječky	1 000 000 000 000	4 096	120	256

Hlasitost vyjadřuje, jak silně zvuk vnímá člověk, což znamená, že hlasitost je subjektivní veličina. To, jak člověk silně vnímá zvuk, ovlivňuje právě intenzita zvuku a citlivost lidského ucha na frekvenci, kterou zvuk má.

Délka trvání zvuku

Délka tónu má také vliv na to, jak hlasitě je tón vnímán. Hlasitost tónu je vnímána tak, jak je tón skutečně hlasitý, pokud tón trvá přibližně 1 sekundu. Pokud bude

tón znít kratší dobu, například půl sekundy, bude tón vnímaný jako méně hlasitý, i když bude tón mít stejnou frekvenci a intenzitu jako ten tón, který zněl 1 sekundu. A pokud tón hraje déle než 1 sekundu, začne nám připadat, že tón utichá. Toto utichání je způsobené vývojem našeho mozku. Mozek u zvukových signálů vyhodnocuje, jestli neznačí, že se k člověku blíží nebezpečí. Pokud ale pořád slyší zvukový signál, ale nic ho neohrožuje, mozek se zaměří na vyhodnocování jiných zvuků a tónu trvajícimu dlouho pak již nedává prioritu [2].

1.3.3 Barva zvuku

Barva zvuku je vlastnost, která rozlišuje vnímání dvou tónů o stejné absolutní výšce. Barvu zvuku ovlivňuje velikost, tvar a materiál rezonátoru, jež zvuk tvoří. Schopnost vnímat barvu zvuků je velice užitečná, jelikož díky ní můžeme rozeznat hlasy lidí nebo rozeznat od sebe nástroje. Matematicky barvu zvuku udává počet vyšších harmonických, jejich distribuce a velikosti jejich amplitud.

2 Sluch

Sluch je jeden z pěti základních lidských smyslů – schopností příjmu okolních informací různé formy, v tomto konkrétním případě zvuku. Mimo příjem informací (poslechu) však hraje výraznou roli i při orientaci v prostoru a udržení rovnováhy. Ze sociálního hlediska umožňuje komunikaci od nejzákladnějších forem až po komplexní systém lidského jazyka a jeho akustickou formu – řeč. Mimo lidi je vlastní také zvířatům a hmyzu.

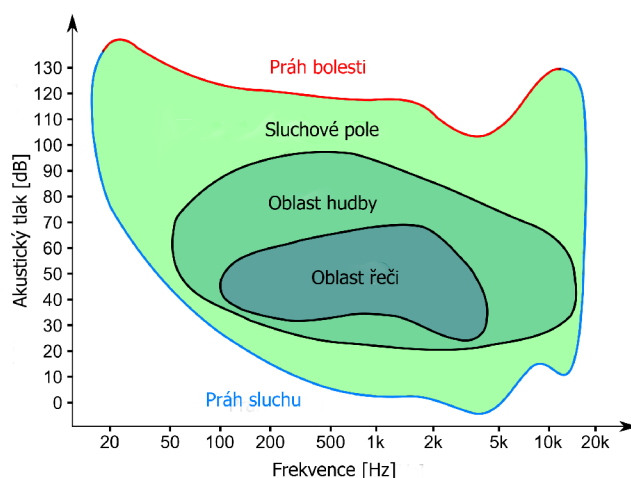
2.1 Lidský sluch

Lidský sluch využíváme v každodenním životě, a dokud o sluch nepřijdeme, je pro nás obtížné si představit, jak by byl život bez sluchu obtížný. Pokud jde o frekvenční rozsah, udává se, že spodní hranice lidského sluchu je 16–20 Hz. Jako horní hranice je stanovena 20 kHz, avšak zdaleka ne každý dokáže zvuky o této výšce vnímat. Nejcitlivější frekvence pro lidské ucho jsou od 1 kHz do 4 kHz. Hranice se s věkem posouvají - rozumějme tomu tak, že se frekvenční rozsah zužuje. Lidé s přibývajícím věkem přestávají zpracovávat zpravidla vyšší frekvence. Podle zdroje [3] dospělý jedinec nedokáže slyšet zvuky o frekvencích vyšších než přibližně 14 kHz. Ke správnému zpracování zvuků je zapotřebí funkční sluchové ústrojí, které zvukové signály převádí na elektrochemické impulsy, a správné zpracování těchto impulsů mozkem.

2.1.1 Vlastnosti lidského sluchu

Lidský sluch má své limity, a to jak závislé na frekvenci, tak na intenzitě akustického tlaku. Oblast zvuků, které dokáže lidské sluchové ústrojí zpracovat a zároveň nezpůsobit bolest či destrukci sluchového ústrojí, je nazývána **oblast slyšitelnosti**. Toto pole je na frekvenční ose ohraničeno kmitočty 20 Hz a 20 kHz, které jsou na okrajích lidského slyšitelného frekvenčního spektra. Z hlediska hladiny akustického tlaku je sluchové pole omezeno od 0 do 130 dB. Vrchní hranice je práh bolesti, jehož hladina akustického tlaku je frekvenčně závislá. Zvuky, které mají vyšší intenzitu, než je práh bolesti, mohou způsobit akustické trauma a mohou zhoršit funkčnost jiných životních funkcí, jako je dech a motorika. Práh sluchu je také frekvenčně závislý a určuje hladinu akustického tlaku, kterou lidské sluchové ústrojí již dokáže zpracovat. Pro každého je tato hladina individuální a určuje se za pomoci různých metod měření sluchu, viz kapitola Metody vyšetření sluchu 3. V oblasti lidské řeči, tedy především od 500 Hz do 4 kHz, je lidské ucho nejcitlivější. Ohraničení pásma lidské řeči je využíváno v telekomunikacích ke kompresi telefonických hovorů. Frekvenční pásmo přenášených signálů je zde pásmovou propustí omezeno od 300 do 3400

Hz. Rozsah tohoto pásma byl stanoven experimentálně tak, aby byla srozumitelnost telefonických hovorů dostatečná. Oblast sluchového pole je graficky znázorněna na obrázku 2.1.



Obr. 2.1: Graf oblasti slyšitelnosti [4].

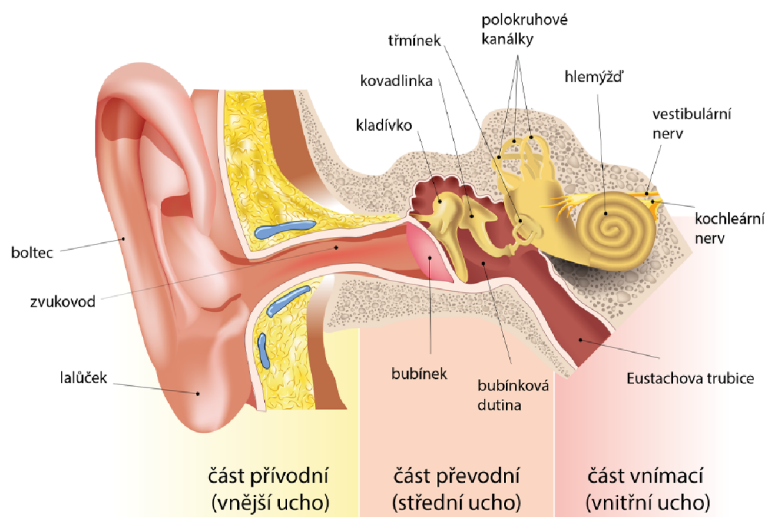
Lidské ucho má schopnost rozeznat výšku zvuků. To ale neplatí pro zvuky, které mají podobné frekvence. Lidské ucho dokáže rozlišit zvuky, které mají frekvenci rozdílnou o více jak 2 Hz. Tato rozlišovací schopnost se zhoršuje s velikostí frekvence. Pro vysoké zvuky může být rozdíl frekvencí, které lidské ucho nedokáže rozlišit, až 15 Hz [5].

I částečné poškození sluchu jednoho ucha může mít na člověka velký vliv - k lokalizaci zdroje zvuku jsou potřeba obě uši, jelikož na bubínek ucha vzdálenějšího zdroji dopadá zvuk s mírným zpožděním. Zpoždění je způsobeno tím, že zvuk ke vzdálenějšímu uchu musí urazit delší dráhu. Díky tomuto zpoždění dokáže mozek vyhodnotit, z jaké strany a zároveň z jaké vzdálenosti zvuk přichází. Rozlišovací schopnost lidského mozku pro určení časového rozdílu dopadu jednoho zvuku na jednotlivé uši je 10 μ s.

Další faktor, díky kterému uši dokáží lokalizovat zdroj, je rozdíl intenzity zvuků, které dopadají na jednotlivé uši. Tento rozdíl je způsoben tím, že zvuk ke vzdálenějšímu uchu musí urazit delší dráhu. Zvuk, který musí urazit delší dráhu, je více utlumen, tudíž má menší intenzitu. Schopnost lokalizace zdroje se vyvíjí v průběhu života. Rozpoznávání polohy zdroje v prostoru je efektivnější při zpracování komplexních zvuků a hluků než při zpracovávání čistých tónů [6] [7].

2.1.2 Sluchové ústrojí

Lidské ucho má, stejně jako uši jiných savců, dvě poměrně odlišné funkce, kterými jsou sluch a rovnováha. Ucho dělíme na 3 základní části - **vnější ucho**, **střední ucho** a **ucho vnitřní**. V následujících částech rozebereme základní anatomii těchto částí a jejich funkce při zpracovávání akustického signálu.



Obr. 2.2: Anatomie lidského ucha [8].

Vnější ucho

Viditelné části vnějšího (zevního) ucha jsou **boltec** a **ušní lalůček**. Ušní lalůček je část boltce, která neobsahuje žádnou chrupavku a při zpracování akustického signálu nehraje nijak významnou roli. Boltec je chrupavka pokrytá kůží a tvar má jako trychtýř, který ústí do vnějšího zvukovodu. **Zvukovod** je mírně prohnutá trubice o délce přibližně 24 mm, která je zakončena bubínkem. Ve zvukovodu jsou chloupky, které směřují ven. Tyto chloupky mají modifikované potní žlázy, které produkují ušní maz. Maz chrání ucho proti hmyzu a infekcím.

Z hlediska zpracovávání zvukových signálů má boltec za úkol zachycovat okolní zvuky a směřovat je do zvukovodu. Boltec má nejlepší výsledky ve sběru okolního zvuku ze stran, kde efektivně zachycuje zvukové vlny. V případě zvuků přicházejících zepředu je jeho účinnost mírně snížena, a nejmenší schopnost zachytit zvuky je pozorována, pokud tyto zvuky přicházejí zezadu. Vnější zvukovod kromě pouhého vedení zvukového signálu i zvuk na určitých frekvencích relativně zesiluje. Toto zesílení funguje na principu rezonance pro zvuky s frekvencí 2 kHz až 7 kHz. Tyto frekvence jsou důležité pro rozlišování souhlásek, které jsou podstatnou částí lidské

řeči. **Bubínek** tvoří hranici mezi středním a zevním uchem a je blíže popsán v následujícím odstavci [7] [9].

Střední ucho

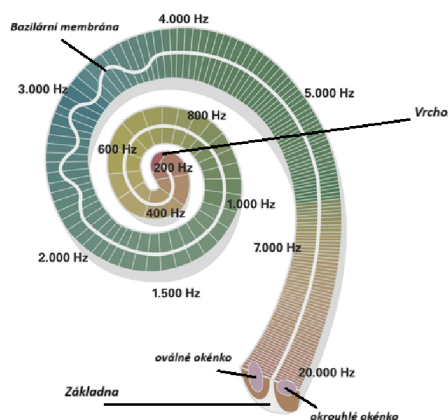
Bubínek je zploštělý kužel o průměru 8-10 mm, jehož vrchol směřuje do středního ucha. Bubínek se skládá ze 3 vrstev. Mezi těmito vrstvami jsou vláknité tkáně, které určují tuhost bubínku a jak je bubínek napnutý. Pružnost bubínku je důležitá z hlediska kvality sluchu a měří se metodou, která se jmenuje Tympanometrie, viz níže v sekci 3.1. K vnitřní straně bubínku na horním okraji je přirostlá rukojeť kladívka. **Kladívko** je jednou kůstkou řetězce středoušních kůstek, zbylé dvě kůstky jsou **třmínek** a **kovadlinka**. Hlavička kladívka je pevným kloubovým spojem spojena s kovadlinkou. Kovadlinka je podlouhlý výčnělek, který je na konci ohnutý a utváří volný kloub, ve kterém je umístěna hlava třmínku. Třmínek je srostlý s blankou **oválného okénka**, které je zodpovědné za přenos zvuku mezi středním a vnitřním uchem. Řetězec středoušních kůstek mírně zesiluje zvukové signály na bázi pákového mechanismu. Naspodu středoušní dutiny je Eustachova trubice, která propojuje střední ucho a hltan a její funkčnost je udržování stejného tlaku na obou stranách bubínku [7] [9].

Vnitřní ucho

Vnitřní ucho má tři základní části: **Hlemýžď** (*lat. cochlea*), **polokruhové kanálky** a **vestibul**. Polokruhové kanálky jsou přilehlé k vestibulu. V polokruhovitých kanálcích se nachází tekutina a **vláskové buňky**. Tyto buňky reagují na pohyb a pomáhají udržovat rovnováhu těla. Blanitý hlemýžď je vestavěn do hlemýždě kostěného. Blanitý hlemýžď je vyplněný tekutinou, která se nazývá **endolymfa** a prostor mezi blanitým a kostěným hlemýžděm vyplňuje tekutina **perilymfa**, která se podobá mozkomíšnímu moku. Blanitý hlemýžď má 2,5 závitů a má dvě vrstvy, které jsou ve vrcholu spojeny, viz Obrázek 2.3.

Mezi vrstvy blanitého hlemýždě je umístěná **bazilární membrána**. Na vrcholu bazilární membrány se nachází **Cortiho orgán**, ve kterém se nacházejí ve čtyřech vrstvách vláskové buňky, kterých je zde přibližně 23 tisíc. Vlásokové buňky mají dlouhé tenké výběžky (tyto výběžky se odborně nazývají *stereocilie*), které reagují na pohyb hlemýžděvé tekutiny. Jsou zde dva typy vláskových buněk vnitřní a vnější. Vnější buňky jsou vyskládané ve třech řadách a vnitřní v jedné. Vnější reagují spíše na hlasité zvuky a vnitřní na ty tišší. Zvuky o vyšší frekvenci rozkmitávají bazilární membránu blíže základně hlemýždě a zvuky o nižších frekvencích spíše u vrcholu hlemýždě, viz Obrázek 2.3. Když třmínek rozpohybuje oválné okénko, oválné okénko

rozvlní tekutinu v hlemýždi. Toto vlnění rozpohybuje stereocilie, které vyvolají elektrické signály. Tyto elektrické signály se následně skrz **kochleární nerv** dostávají do spánkového laloku mozku, kde jsou následně zpracovány [7] [10].



Obr. 2.3: Struktura blanitého hlemýžďe [11] (upraveno).

2.2 Maskování

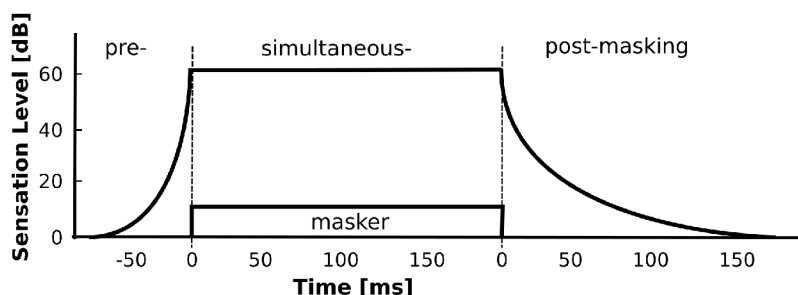
Pokud do ucha míří dva odlišné zvukové signály zároveň, může vjem jednoho zvuku převládnout v takové míře, že vjem druhého zvuku zeslabí nebo úplně potlačí. Zvuk, který přehluší ten druhý, nazýváme **maskující**, a ten tón, který je přehlušen, nazýváme **maskovaný**. Ukázkou tohoto jevu z běžného života může být konverzace dvou lidí poblíž silnice. Pokud si povídají a nic je neruší, může mluvící mluvit normálním hlasem a posluchač mu rozumí. Pokud však okolo nich projede hlučný dopravní prostředek, musí mluvící zvýšit hlas. Faktory, které ovlivňují maskování, jsou rozdíl frekvencí zvuků, funkce středního ucha a intenzita těchto tónů.

Kritická pásma

S konceptem kritických pásem přišel americký fyzik Harvey Fletcher. Fletcher při vytváření konceptu kritických pásem předpokládal, že část šumu, která skutečně zakrývá testovací tón, je ta část jeho spektra, která je blízko samotného testovacího tónu. Podle Zwickerera [12] bylo celkově stanoveno 24 kritických pásem. Pro prvních pět pásem s nejnižší frekvencí (0 až 500 Hz) je definována šířka pásma na 100 Hz. U pásem které obsahují frekvence vyšší než 500 Hz, je šířka pásma rovna 20 % střední frekvence toho pásma. Z čehož vyplývá, že kritická šířka pásma roste úměrně s frekvencí. Tato pásma byla určena z výsledků experimentů. Pořadí těchto 24 kritických pásem udává barková stupnice [12].

Rozdělení maskování podle časového překrytí tónů

Maskování, při kterém maskující i maskovaný tón znějí současně, říkáme **kmitočtové maskování** (*ang. simultaneous masking*). Maskování však nenastává pouze v momentě, kdy oba tóny znějí současně. Když maskování nastane před tím, než začne znít maskující tón, nebo maskování probíhá po doznění maskovacího tónu, nazýváme tento jev **dočasné maskování** (*ang. temporal masking*). Pokud maskování proběhne těsně před zazněním maskovacího zvuku, nazýváme toto maskování **premasking** (občas se používá i název **backward masking**). Pokud maskování proběhne po doznění maskovacího tónu, nazýváme jej **postmasking** (občas se používá i název **forward masking**) [7] [12].



Obr. 2.4: Dočasné maskování [13].

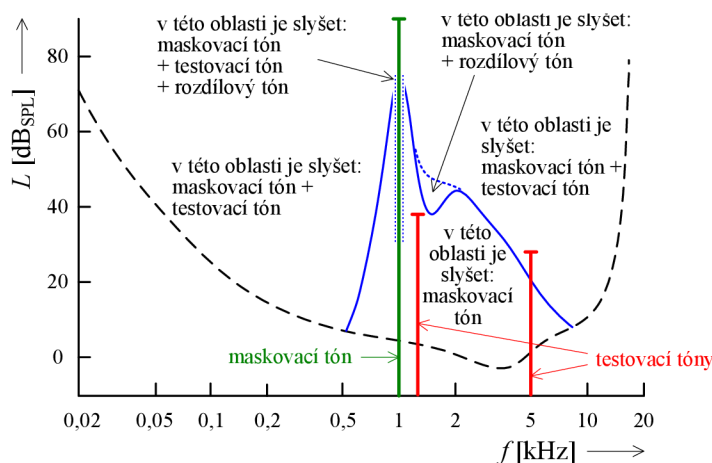
2.2.1 Kmitočtové maskování

Kmitočtové maskování ovlivňuje sluchový práh na frekvenci maskovaného tónu. Maskování vzniká v oblasti ušního hlemýždě. Jak bylo popsáno, vláskové buňky reagují na kmitání bazilární membrány pro nízké tóny při vrcholu hlemýždě, a naopak vysoké tóny při základně. Tato reakce souvisí s tím, že nižší tóny dosahují maximální amplitudy ve větší vzdálenosti od středního ucha, tedy blíže vrcholu hlemýždě. Mozek následně detekuje frekvenci podle lokace největšího stimulu. Pokud jsou smyslové buňky stimulované, zabere jim nějaký čas, než dokážou reagovat na další stimuly. Díky tomu zvuk, který zabere určitou oblast ušního hlemýždě, překáží vnímání jiného zvuku. Maskují se tedy ty tóny, jejichž detekce na škále ušního hlemýždě jsou ve stejné oblasti. Kmitočtové maskování dělíme na signály maskované čistým tónem a na signály maskované šumem. Základní dělení maskování šumem je pak na maskování úzkopásmovým šumem a širokopásmovým šumem [7] [12].

Kmitočtové maskování čistým tónem

Kmitočtové maskování čistým tónem je maskování harmonickým signálem. U měření maskovacích křivek při maskování čistými tóny se vyskytuje několik výzev. Jedna

z nich je, že pokud mají maskovací a testovací tón podobné frekvence, může dojít k interferenci, která vede ke vzniku **záznějů**. Zázněje jsou periodické zeslabování a zesilování zvuků o frekvenci, která je rozdílem frekvencí maskovaného a maskujícího tónu. Pokud nastane tato pulsace hlasitosti maskovacího tónu, může testovaná osoba vyhodnotit, že již slyší testovací tón, jelikož slyší něco jiného než monotónní maskovací zvuk. Tento problém se v rámci frekvenčního pásma měřených frekvencí od 500 Hz do 10 kHz vyskytuje u 1,2 a 3 kHz. Další problém se vyskytuje okolo frekvence 1,4 kHz, jelikož je zde kromě maskovacího tónu slyšitelný i rozdílový tón, který má frekvenci přibližně 600 Hz. Tento tón je výsledkem nelineárního zkreslení, které vzniká ve sluchovém ústrojí. Na obrázku 2.5 je přerušovanou čarou znázorněn práh slyšení. Modrá čára je maskovací křivka, která demonstruje, jak se práh slyšení změní při měření prahu s maskovacím tónem [7] [12].



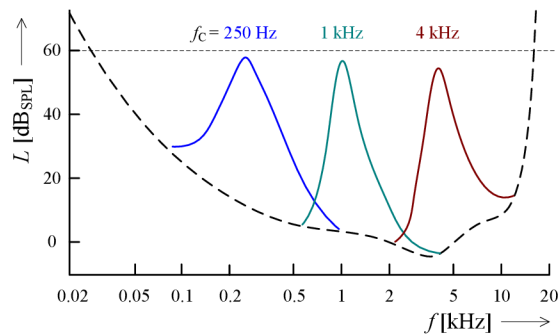
Obr. 2.5: Maskovací křivka při maskování čistým tónem [7].

Kmitočtové maskování šumem

U kmitočtového maskování dělíme šum hlavně na **úzkopásmový** a na **širokopásmový**. Maskování šumem má v praxi mnoho využití. Využívá se například pro zvýšení efektivity práce lidí v rušných kancelářích, kde šum snižuje srozumitelnost řeči okolních lidí, která by pracovníka za normálních okolností rozptylovala. Maskování pomáhá také lidem, kteří mají problém s usínáním či spánkem celkově. V praxi některé aktivní špunty do uší nevyužívají **ANC** (*ang. Active Noise Cancelling = čs. aktivní potlačení hluku*), což je nejčastěji využívaná technologie, která je podrobněji popsána v podsekci nepasivní chrániče sluchu 2.4. Místo ANC některé aktivní špunty generují šum, který okolní hluky sice neeliminuje, ale takzvaně je utopí [14].

Úzkopásmový šum

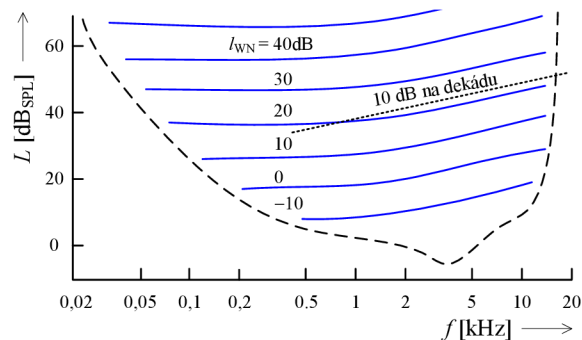
V kontextu kmitočtového maskování se považuje za úzkopásmový šum ten, jehož šířka pásma je menší nebo rovna kritické šířce pásma. Na obrázku 2.6 je příklad maskovacích křivek při maskování šumu o intenzitě 60 dB a středových frekvencích 250 Hz, 1 a 4 kHz. Šířky pásem maskovacích šumů jsou 100, 160 a 700 Hz. Vrcholy těchto křivek jsou na frekvencích středových frekvencí úzkopásmových šumů. Z toho vyplývá, že maskování čistého tónu úzkopásmovým šumem je závislé na parametrech šumu, jako je jeho úroveň, šířka pásma a středová frekvence [7] [12].



Obr. 2.6: Příklad maskovacích křivek úzkopásmového šumu.[7].

Širokopásmový šum

Nejpoužívanější širokopásmový šum pro maskování je bílý šum. Tento šum neprodukuje žádný tón ani rytmus a velikost jeho **spektrální hustoty** není závislá na frekvenci, což znamená, že má stejnou intenzitu v celém frekvenčním spektru šumu. Při měření maskovacích křivek s ohledem na rozsah lidského sluchu omezujeme pásmo bílého šumu od 20 Hz do 20 kHz.



Obr. 2.7: Maskovací křivky bílého šumu [7].

Na obrázku 2.7 je vidět, že ačkoliv spektrální hustota bílého šumu není frekvenčně závislá, tak maskovací křivky frekvenčně závislé jsou. Maskovací křivky mají konstantní hladinu akustického tlaku asi do frekvence 500 Hz. Od frekvence 500 Hz hladina akustického tlaku jednotlivých křivek mírně stoupá strmostí přibližně 10 dB/dek (tato strmost je pro představu v obrázku znázorněna tečkovanou čarou). Hodnota l_{WN} značí, jaká je hladina spektrální hustoty výkonu maskovacího šumu pro jednotlivé maskovací křivky. Hladiny maskovacích křivek jednotlivých maskovacích šumů jsou na nízkých kmitočtech přibližně o 17 dB vyšší, než je hodnota l_{WN} těchto šumů. Ve frekvenčním pásmu od 2 do 3 kHz je maskování nejefektivnější [7] [12].

2.3 Poruchy sluchu

Jelikož sluch je jedním z nejpodstatnějších lidských smyslů, jeho ztráta nebo zhoršená kvalita může způsobovat velké problémy v každodenním životě. Obecně se člověk se sluchovým postižením definuje jako člověk, který ztratil schopnost vnímat zvuky buďto úplně nebo částečně. Toto postižení může být problémem jak jednoho ucha, tak uší obou. V mnoha ohledech může ovlivnit nejen samotného jednotlivce, ale i jeho širší sociální prostředí, jelikož poruchy mohou zhoršit či znemožnit verbální komunikaci, a mohou značně ovlivnit jak pracovní, tak sociální život, což může mít i emocionální důsledky z pocitu nezačlenění či nepochopení. Proto je nesmírně důležité chránit si svůj sluch na koncertech nebo při práci v hlasitém prostředí. Avšak zdaleka ne všechny sluchové vady jsou způsobené naším jednáním, některé jsou vrozené nebo způsobené genetickými faktory. Sluchové vady se nejčastěji dělí podle místa, kde vada vzniká, období, kdy sluchová vada vznikla, podle stupně ztráty sluchu a podle toho jaká byla příčina vzniku těchto vad.

2.3.1 Podle místa vzniku vady

Základní dělení těchto vad je na vady **periferní** a vady **centrální**. Vady centrální jsou způsobeny postižením centrálního nervového systému. Je zasažen korový nebo podkorový systém, což způsobuje nesprávné rozklíčování zvukového signálu, a to podstatně komplikuje chápání řeči.

Periferní vady se dělí na **převodní**, **percepční** a **smíšené vady sluchu**. Smíšené vady jsou kombinací vad převodních a percepčních. Převodní vady sluchu označují problémy s přenosem zvuku z vnějšího nebo středního ucha. Tyto vady mohou vzniknout kvůli bloádě nebo přerušení dráhy zvuku, například v důsledku přítomnosti tekutiny ve zvukovodu, srůstu sluchových kůstek nebo infekce středního ucha. Lidé s touto vadou často pocítují obtíže s vnímáním hlubších tónů, ačkoliv mohou

dobře slyšet hlasitou řeč nebo šepot. Nicméně intenzita slyšené řeči a okolních zvuků bývá nižší. Důležité je, že převodní vady nejsou vždy trvalé a často se tyto vady dají vyléčit pomocí léků nebo chirurgických zákroků.

Percepční vady sluchu nastávají, když je postiženo vnitřní ucho nebo sluchový nerv, což vede k horšímu vnímání vyšších tónů, jelikož tyto vady omezují jak kvalitu, tak i rozsah slyšení. Nastávají i problémy se srozumitelností řeči. Příkladem percepčních vad může být **stařecká nedoslýchavost**, **tinnitus** (šelest v uších) nebo **virové infekce**. Percepční vady jsou trvalé, ale často je lze částečně kompenzovat pomocí **sluchadel** nebo **kochleárního implantátu** [15].

2.3.2 Podle doby vzniku

Základní dělení sluchových vad podle doby vzniku se dělí na vady **vrozené**, což jsou vady, jejichž příčiny se zařazují do **prenatálního** období (období před narozením) a na vady **získané**, tyto vady může dítě nabýt v průběhu porodu či v období krátce po porodu, toto období nazýváme **perinatální**. Získané vady mohou také nastat v období po narození neboli v období **postnatálním**.

Vrozené vady jsou vady, se kterými se dítě již narodí. Tyto vady mohly nastat při vývoji, například poškozením plodu. Poškození plodu může nastat při infekčním onemocnění matky v rané fázi těhotenství, nebo ozáření rentgenem. Podle zdroje [16] je plod nejcitlivější vůči poškození sluchového ústrojí kolem 20. dne od početí. V tomto období se totiž sluchové ústrojí vyvíjí.

Je zapotřebí nezaměňovat pojmy dědičná a vrozená vada. S vrozenou vadou se dítě již narodí, ale dědičná vada znamená, že původ této vady je zakořeněn v DNA (deoxyribonukleová kyselina), což znamená, že původ je z období před narozením dítěte. Dědičné vady se nemusí projevit hned po narození, jelikož mohou být geneticky zakódovány a mohou se projevit až dospívání nebo dospělosti [17].

Získané vady se ještě dělí na dvě podskupiny, podle toho jestli vady vznikají před nebo po dokončení vývoje řeči, čehož děti dosáhnou obvykle kolem sedmi let. Vady které vznikají před dokončením vývoje řeči se odborně nazývají vady **prelingvální**. Prelingvální vady velice ovlivňují to, jak si dítě osvojí řeč a celkově jak v budoucnu dokáže komunikovat a sociálně interagovat. Naopak vadám sluchu, které se projevují až po ukončení vývoje řeči, říkáme vady **postlingvální**. Tyto vady již nemají nijak výrazný vliv na vývoj řeči. Avšak samozřejmě mohou negativně ovlivnit kvalitu řeči [18].

2.3.3 Podle stupně ztráty sluchu

Toto dělení se zaměřuje na kvalitu sluchu z hlediska prahu slyšitelnosti, která se kvantifikuje mírou ztráty sluchu v decibelech. Míra ztráty sluchu je odpovídající au-

diometrická hodnota ISO (*ang. International Organization for Standardization = čs. Mezinárodní organizace pro normalizaci*), kterou spočítáme aritmetickým zprůměrováním hodnot při měření prahu sluchu při frekvencích 500, 1000, 2000 a 4000 Hz pro zdravější ucho. Rozdělení na stupně poruchy sluchu podle prahu slyšení se v odborné literatuře liší, avšak nejpoužívanější dělení je podle **WHO** (*ang. World Health Organization = čs. Světová zdravotnická organizace*). Podle hodnoty audiometrické hodnoty ISO stanovila WHO tyto stupně:

Tab. 2.1: Mezinárodní klasifikace sluchových poruch či vad dle WHO [17].

Stupeň sluchové poruchy či vady	Odpovídající audiometrická hodnota ISO (na lepším uchu)	Výkonnost	Doporučení
0 - žádná porucha či vada	0 - 25 dB	Žádné nebo velmi lehké sluchové problémy. Schopnost vnímat sluchem šeptání.	-
1 - lehká porucha či vada	26 - 40 dB	Schopnost slyšet a opakovat slova pronesená normálním hlasem ze vzdálenosti 1 metru.	Poradenství. Mohou být užitečná sluchadla.
2 - střední porucha či vada	41 - 60 dB	Schopnost slyšet a opakovat slova pronesená zesíleným hlasem ze vzdálenosti 1 metru.	Obvykle doporučené sluchadla.
3 - těžká porucha či vada	61 - 80 dB	Schopnost vnímat sluchem některá slova křičená v bezprostřední blízkosti lepšího ucha.	Sluchadla jsou potřeba. Pokud nejsou k dispozici, měl by následovat nácvik odezírání a komunikace prostřednictvím znakového jazyka.
4 - velmi těžká porucha či vada, zahrnující hluchotu	81 a více dB	Neschopnost vnímat sluchem velmi silný hlas a neschopnost křičenému rozumět.	Sluchadla mohou pomoci porozumění slovům. Je vyžadována další rehabilitace. Odezírání a užívání znakového jazyka je nezbytné.

2.3.4 Podle příčiny vzniku

Stařecká nedoslýchavost

Množství sluchových buněk, se kterými se člověk narodí, je individuální. Počet těchto sluchových buněk s přibývajícím věkem klesá. Tato změna výhradně ovlivňuje vnímání zvuků o vyšší frekvenci. Typické je zhoršení přijímání zvukových signálů s

kmitočtem nad 2 kHz. Avšak za touto změnou nestojí pouze složka periferní, tedy snížení počtu vláskových buněk, ale i zhoršení schopnosti analýzy ze strany centrálního sluchového systému. Příčinou těchto změn je vystavování se hluku, změna v cévním prokrvování a působení toxinů [19].

Protržení ušního bubínku

V lékařské terminologii se tento jev nazývá **perforace** ušního bubínku. Protržení může být bolestivé a může vést ke zhoršení či úplnému výpadku sluchu. Příčinou této vady může být mechanické protržení bubínku (což může nastat při hrubém čištění uší), velké tlakové vlně (výbuch) nebo při neléčeném zánětu středního ucha (hnis utváří tlak na bubínek z nitra, což může vést k protržení bubínku). Bubínek se deformuje i cíleně. Tento manévr se nejčastěji provádí při zánětu středního ucha. Doktor propíchně ušní bubínek, aby zabránil protržení bubínku hnisem, což by způsobilo větší průraz a délka regenerace by byla delší. Bubínek se dokáže zahojit sám, avšak ne vždy bez následného trvalého zhoršení sluchu. Pokud je v oblasti protržení bubínku infekce, je zapotřebí nasadit antibiotika. Diagnostika protržení bubínku se provádí za pomoci **otoskopu**, což je přístroj, kterým doktor skrz zvukovod dohlédne až na samotný bubínek [20].

Poškození sluchu traumatem

Akustické trauma, které se zkráceně nazývá **akutrauma**, je jev, kdy dojde k poškození vnitřního ucha. Akutrauma se dělí na trauma **akutní** a **chronické**. Akutní akutrauma je ztráta sluchu ze stavu bez zdravotních problémů. Příčinou je náhlá rána (například autonehoda nebo výbuch) nebo hlasitý zvuk od intenzity 130 dB. Naproti tomu chronické akutrauma se vyvíjí v čase a ztráta sluchu je také postupná. Příčinou bývá práce v hlučném prostředí, poslech hlasité hudby, vystavování se hluku ze zbraní nebo také vzlety letadla. Příznaky jsou postupně se zhoršující sluch a pískání v uších, tedy tinnitus. Toto pískání neustává ani v tichém prostředí. Tinnitus je něco jako signalizace, že se sluchovým ústrojím není něco v pořádku. Tinnitus může být jak krátkodobá záležitost, tak chronická.

Obecně lidé, kteří se často nebo v delších časových úsecích vyskytují v prostředí, kde je intenzita hluku větší než 85 dB, mají větší pravděpodobnost, že se u nich projeví akustické trauma. Faktory pro vytvoření si akustického traumatu jsou intenzita hlasitosti zvuku, výška frekvence zvuku (jelikož čím vyšší frekvence zvuků je, tím pravděpodobněji se projeví akutrauma) a časový úsek, kdy je jedinec vystaven hlučným podmínkám. Proto je v takových podmínkách dobré si sluch chránit [21].

2.4 Ochrana sluchu

Sluch je zapotřebí si chránit v mnoha případech. Riziko poškození sluchu nám hrozí na koncertech, při používání hlasitých dopravních prostředků, nebo také při práci. Někdy se dá sluch ochránit dodržáním bezpečné vzdálenosti od zdroje hluku, například vybrání si vhodného místa na koncert, ale někdy je zapotřebí použít ušní chrániče. Ušní chrániče se dělí na dvě hlavní kategorie, a to na **pasivní** a **nepasivní**.

V České republice je podle § 10 zákona č. 272/2011 Sb maximální přijatelný limit hluku na pracovišti při osmihodinové směně 80 dB. Pokud se měřením prokáže, že hluk přesahuje tento limit, zaměstnavatel je povinen poskytnout zaměstnancům prostředky, které budou chránit jejich sluch efektivně v kmitočtovém pásmu hluku. Pokud hluk přesáhne limit 85 dB, tak je zaměstnavatel povinen zajistit používání těchto prostředků zaměstnanci [22].

Pasivní chrániče

Pasivní chrániče pouze absorbují nebo odrážejí hluk na základě materiálu, ze kterého jsou zkonstruovány. Dělení pasivních ušních chráničů je na **zátkové** a **mušlové** chrániče. Zátkové chrániče neboli špunty se vkládají přímo do vnějšího zvukovodu a jejich tvar je konstruován tak, aby co nejlépe akusticky izolovaly přístup zvuků do středního ucha. Materiál na výrobu špuntů bývá pružný, aby se špunty daly při aplikaci zmáčknout a po vložení do ucha se roztáhly zpět na svůj původní rozměr. Mušlové chrániče jsou složeny ze dvou náušnic a propojky těchto náušnic. Náušnice mají tvar podobný mušlím a pokrývají celé vnější zvukové ústrojí, čímž izolují uši od hluku. Propojka bývá většinou náhlavní s upravitelnou velikostí, aby mušle správně doléhaly a zároveň aby nošení bylo pohodlné. Úroveň potlačení okolních hluků závisí na použitém materiálu a konstrukci. Výběr materiálu také ovlivní, na jakých frekvencích hluku bude potlačení nejefektivnější. U pasivních ušních chráničů výrobci udávají parametr útlumu hluku NRR (*ang. Noise Reduction Rating = čs. Stupeň útlumu hluku*) který vypovídá o tom, o kolik dB dokáží chrániče snížit hladinu intenzity hluku [23].

Nepasivní chrániče

Tyto chrániče sluchu jsou de facto pasivní chrániče doplněné o mechanické či elektronické součástky, které zvyšují efektivitu ochrany sluchu.

Chrániče sluchu s hladinovou závislostí jsou charakteristické tím, že stupeň útlumu hluku se odvíjí od změny akustického tlaku. Využívají se v prostředí, kde se hluk vyskytuje pouze v určitých časových intervalech. Pokud tedy člověk není exponovaný nebezpečnému hluku, chrániče okolní zvuky netlumí.

Chrániče sluchu s aktivním snižováním hluku mají zkratku **ANR** (*ang. Active Noise Reduction*) avšak tato technologie je známější pod zkratkou ANC. Princip ANC je, že mikrofony umístěné na kostře chráničů či sluchátek snímají hluky v blízkosti ucha. Následně reproduktory, které jsou součástí těchto sluchátek či chráničů, tyto hluky přehrávají do uší, a to se stejnou frekvencí a amplitudou, ale s opačnou fází. Což vede k tomu, že výsledný signál, který vznikne složením hluků z okolí a signálů vygenerovaných řídicí jednotkou ve sluchátkách či chráničích sluchu, má minimální amplitudu. Technologii ANC využívají i moderní sluchátka, díky této technologii posluchači v hlučném prostředí nemusí pro lepší požitek z hudby zvyšovat hlasitost zařízení, čímž si také chrání svůj sluch. ANC také využívají muzikanti při koncertech, když používají takzvané odposlechy (v angličtině známé jako *In-Ear Monitors*). Odposlechy slouží umělcům k utlumení okolního hluku při koncertě a lepšímu vjemu své hudby. Chrání ale i sluch těchto umělců, jelikož umělci bývají často postiženi tinnitem [23].

3 Metody vyšetření sluchu

Metody vyšetření sluchu jsou testy sluchu, pomocí kterých se určuje sluchová kondice. Některé metody jsou pouze orientační a je podle nich klasifikováno, jestli měřený jedinec slyší nebo ne. Výsledkem jiných měřících metod je přesné určení prahu slyšení. Některé metody dokáží identifikovat, kde ve sluchovém ústrojí se nachází příčina sluchové vady. Z výsledku některých metod lze vyčíst, jakou sluchovou vadou měřený trpí a jaká je míra jeho sluchového postižení. Na základě těchto výsledků může lékař navrhnout vhodnou léčbu (např. chirurgický zákrok) nebo kompenzaci sluchu za pomoci sluchadel nebo kochleárního implantátu. Základní dělení metod vyšetření sluchu je na objektivní a subjektivní metody.

3.1 Objektivní metody vyšetření sluchu

Objektivní metody vyšetření sluchu, jsou ty metody, které nejsou závislé na interakci jedince, jemuž je sluchové vyšetření provedeno.

Evokované otoakustické emise

Evokované otoakustické emise jsou objektivní metodou vyšetření sluchu známou pod zkratkou **OAE**. Tato metoda zkoumá, jestli vláskové buňky fungují správně. Provádí se dětem na novorozeneckém oddělení mezi 2. a 5. dnem jejich pobytu na oddělení. Dětem se většinou ve spánku vloží sonda, která vysílá zvukové signály, ale zároveň je vybavena citlivým mikrofonom, který zaznamenává takzvané emise. Emise jsou jakási odpověď vláskových buněk na zvukové signály ze sondy. Pokud sonda nezaznamená žádné emise, tedy reakci vláskových buněk, měření je prováděno znovu po týdnu. Pokud se nepodaří emise změřit ani po týdnu, je zapotřebí podstoupit další měření sluchu, nejčastěji **BERA**, viz níže [24].

Tympanometrie

Tympanometrie je metoda měření, která je založená na jevu, že ne všechna zvuková energie, která putuje k oválnému okénku, tam doputuje. Část této energie se totiž odrazí od ušního bubínku zpět do vnějšího zvukovodu. Čím méně energie se odrazí zpět do zvukovodu, tím více energie se dostane do vnitřního ucha. Měření je závislé na tuhosti bubínku (čím víc je bubínek tuhý, tím více energie se odrazí), na přesném postavení středoušních kůstek (kladívko, kovadlinka a třmínek) a na obsahu středního ucha (jestli se zde náhodou nenachází tekutina). V praxi to funguje tak, že se sonda zavede do vnějšího zvukovodu. Sonda je přizpůsobena tak, aby ucho zvukotěsně uzavřela. Sonda vysílá akustický signál, který má frekvenci 226 Hz, a jeho

intenzita akustického tlaku je 85 dB. Výstupem jsou tympanometrické křivky. Vrchol křivky A je aktuální hodnota tlaku ve středouší. Křivka C značí poruchu Eustachovy trubice. Křivka B nemá špičku, je tedy plochá, příčinou je tuhost bubínku [24].

Audiometrie z elektrické odezvy

Toto je skupina objektivních měření, které zkoumají změny elektrické aktivity nervové soustavy, když na ní působí zvukové podněty. Dvě nejzákladnější metody jsou **BERA** (*ang. Brainstem Electric Response Audiometry = čs. audiometrie z elektrické odezvy v mozkovém kmeni*) a **CERA** (*ang. Cortex Electric Response Audiometry = čs. audiometrie z elektrické odezvy mozkové kůry*).

Při měření se na pacienta umístí tři elektrody. Jedna je umístěna na vrchol lebky v místech, kde jsou spojnice obou zvukovodů, a zbylé dvě se umístí za uši z nichž jedno je referenční. Následně se pacientovi skrz sluchátka zašle velice krátký zvukový signál. Začíná se měřit od vyšších hlasitostí a postupuje se až k prahu slyšení pacienta. Na jedné hlasitosti je provedeno 2000 až 4000 měření. Kadence těchto měření je přibližně 20 záznamů za sekundu. Výsledkem měření jsou **EEG** (*Elektroencefalografie*) signály [24].

SSEP

Metoda **SSEP** (*ang. Steady State Evoked Potentials = čs. vyšetření ustálených evokovaných potenciálů*) dokáže snímat celý průběh sluchové dráhy. Elektrody umístěné na povrchu hlavy snímají elektrické odpovědi mozku na vnější zvukové podněty. Touto metodou se dají diagnostikovat jak percepční, tak převodní poruchy sluchu. Rozsah měřících hladin zvuků je od 10 do 125 dB v frekvenčním rozsahu 125 až 8000 Hz. Toto měření se provádí v sedaci (utlumení) nebo celkové anestezii pacienta [24].

3.2 Subjektivní metody vyšetření sluchu

Subjektivní metody vyšetření sluchu se neobejdou bez spolupráce osoby, které je měřen sluch.

Ladičková zkouška

Měření za pomoci ladičky dokáže rozlišit percepční a převodní sluchové vady. Ladička je speciální zdroj zvuku, který po rozvibrování vydává tón. Každá ladička má svou specifickou rezonanční frekvenci. V minulosti se měření provádělo souborem ladiček, z nichž každá ladička měla svojí specifickou rezonanční frekvenci. V současné

době se měření většinou provádí pouze za pomoci jedné ladičky. Ladičková zkouška se dělí na tři dílčí metody a to na **Rinneho**, **Weberovu** a **Schwabachovu zkoušku**.

Rinneho zkouška je prováděna pro každé ucho zvlášť a porovnává, zda je efektivnější vedení zvuku vzdušnou nebo kostní cestou. V prvním kroku měření je rozvibrovaná ladička umístěna před boltec měřeného ucha. V moment, kdy měřená osoba oznámí, že již zvuk z ladičky neslyší, je ladička přiložena na spánkovou kost. Pokud měřená osoba po přiložení ladičky testovací tón již neslyší, znamená to, že osoba nemá převodní sluchovou vadu, ale může mít vadu percepční. Pokud měřená osoba po přiložení ladičky na spánkovou kost stále slyší, je potřeba provést druhý krok měření. V druhém kroku měření se prohodí postup kroku prvního, tedy nejdříve přiložíme rozvibrovanou ladičku na spánkovou kost. V moment, kdy měřená osoba zvuk ladičky již neslyší, je ladička přiložena před boltec, a pokud měřená osoba stále slyší tón, jedná se o vadu převodní nebo vadu kombinovanou.

Weberova zkouška spočívá v tom, že se ladička přiloží na čelo nebo na temeno pacienta. Pacient následně určuje, jakým uchem tón slyší lépe. Pokud tón slyší lépe uchem hůře slyšícím, jedná se o vadu převodní. Pokud je tón lépe slyšen uchem lépe slyšícím, jedná se o vadu percepční. Pokud je tón slyšen stejně uchem lépe i hůře slyšícím, jedná se o smíšenou vadu.

Schwabachova zkouška je málo vypovídající, proto se téměř nevyužívá. Porovnává délku slyšení rozvibrované ladičky měřené osoby a osoby vyšetřující. Základním předpokladem je, že vyšetřující osoba má zdravý sluch [25].

Reaktometr

Reaktometr se využívá při diagnostice sluchu u kojenců. Kojenec se položí na stůl, kde se přebalují kojenci, mezi dva reproduktory. Následně se do jednotlivých reproduktorů zasílá zvukový signál, a sleduje se reakce kojence. Zvukové signály jsou voleny tak, aby na ně kojenec spontánně reagoval. Pokud dítě nemá žádné sluchové vady, i při slabých intenzitách zvuku z reproduktoru je schopno zpozornět. Podle intenzity zvuků se dá orientačně určit práh sluchu. Pokud však dítě nereaguje ani na větší intenzity zvukových signálů, neznámá to, že dítě má poruchu sluchu. Může to být zapříčiněno tím, že dítě zrovna nemá náladu, nebo ho ovlivňují jiné problémy. V tomto případě se měření opakuje po týdnu, a pokud kojenec stále nereaguje, k diagnostice využijí jiné vyšetřovací metody [24].

VRA

VRA (*ang. Visual Reinforcement Audiometry = čs. vizuálně posílená audiometrie*) je měřící metoda aplikovaná na děti od 6. měsíce po narození. Kromě zvukového podnětu je měření rozšířeno o zrakový podnět. VRA vychází z principu, kde se

zaměřuje na reakce dítěte na přesně specifikované zvukové stimuly, přičemž využívá „odměn“ ve formě vizuálních zážitků.

Měření se odehrává ve zvukově izolované místnosti. Jsou zde reproduktory rozmístěné pod úhlem 45°. Jako zvukové signály se používají kolísavé tóny (tóny, u kterých kolísá akustický tlak) nebo tóny přerušované. Frekvenční rozsah testovacích tónů je od 125 Hz do 8 kHz. Jako vizuální odměny jsou použity hračky, které se rozsvěcí, obrázky, které se nasvěčují či displej, který přehrává videosekvence. Avšak tyto vizuální podněty musí být pro dítě atraktivní, přičemž nemůžou strhávat jejich pozornost.

Na začátku měření je fáze takzvaného podmiňování, kdy se přehraje zvukový signál o intenzitě, při které se předpokládá, že dítě zvuk uslyší, a rozsvítí se i vizuální podnět. Tento proces se zopakuje ještě asi třikrát a pokud dítě reaguje na podněty, můžeme předpokládat, že byl vytvořen **podmíněný reflex**. Následně probíhá testovací fáze, kdy se přehraje zvukový podnět, a sleduje se, jestli se dítě otočí k místu, odkud byl pouštěn zvukový podnět, jelikož očekává vizuální odměnu. Pokud dítě zareaguje správně, odměnu opravdu dostává.

Výsledkem tohoto měření je audiogram a poznámky, jak přesvědčivě dítě na jednotlivé tóny reagovalo. Nevýhodou tohoto měření je, že má spoustu aspektů, které mohou snížit legitimitu výsledků, a že je měření časově náročné (60–90 min) [26].

Slovní audiometrie

Principem této metody je zkoumat, jak moc vyšetřovaný pacient rozumí slovům o určité intenzitě. Způsob měření je podobný, jako u tónové audiometrie. Probíhá v tiché komoře a přehrává se zde signál za pomoci sluchátek, reproduktorů či kostního vibrátoru. S tím rozdílem, že se nepřehrává pouze tón, ale komplexní zvukový signál, tedy slovo. Vyšetření začíná na hlasitosti, při které pacient příjemně rozumí.

Podle Hložka [27] máme v České republice sadu deseti dekád slov. Slova jsou vybírána tak, aby se v běžné řeči vyskytovala podobně často. Každá dekáda obsahuje 10 slov, z nichž 3 mají vysoký formát, 3 nízký formát a 4 střední formát. Pauza mezi slovy v dekádě je 5 vteřin. Poté, co zazní celá dekáda slov, počká se 10 vteřin a sníží se intenzita slov o 5 nebo 10 dB. Pacient po zaslechnutí slova toto slovo opakuje a pokud nerozumí, řekne "nevím", tím se podchytí slova, která pacient přeslechně úplně. U dětí se toto měření provádí pomocí obrázků. Po zaznění slova pak dítě ukáže odpovídající Obrázek ze sady deseti obrázků, které má před sebou.

Zaznamenává se, kolika slovům pacient rozuměl, a při jaké intenzitě. Pro každou intenzitu se procentuálně vyjádří, kolika slovům pacient rozuměl. Tyto body nám pak sestaví křivku slovní (řečové) audiometrie. Z této křivky se dají vyčíst důležité prahy. Práh slyšitelnosti je úroveň, kdy pacient něco slyší, ale slova vnímá jako slabý

šum, tudíž jim absolutně nerozumí. Práh percepce je hranice, při které je pacient s velkou námahou schopen porozumět nějakým slovům. Práh srozumitelnosti je hranice, kde pacient rozumí 50 % slovům. Práh 100% srozumitelnosti je hranice, kde pacient rozumí všem slovům na 100 % [27].

Audiometrie čistými tóny

Tato metoda umožňuje testovat vedení zvuku prostřednictvím vzduchu nebo kostního vedení, přičemž každé ucho je vyšetřováno individuálně. Akustický signál čistého tónu je přiveden do sluchového ústrojí buďto skrz kostní vibrátor, nebo za pomoci sluchátek (což je příklad vzdušného vedení). V určitých případech jsou k testování vzdušným vedením použity reproduktory v odhlučněné místnosti, což se nazývá audiometrie ve volném poli. Avšak nevýhodou je, že nemůžeme změřit prahové hodnoty pro každé ucho zvlášť [24].

Měření se provádí pro vybrané frekvence čistých tónů. Standardní testovací frekvence obvykle zahrnují frekvenční hodnoty v Hz: 125, 250, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 (tyto frekvence jsou vybrány, jelikož pokrývají nejcitlivější rozsah lidského sluchu), ale frekvence mohou být vybrány až do 16 kHz s jemnějším krokem. Tón na jedné frekvenci je přehráván do té doby, dokud testovaný člověk není schopen slyšet tento tón. V ten moment stiskne tlačítko a přehrávání testovacího čistého tónu se zastaví a následuje měření buďto druhého ucha, nebo jiné frekvence.

Intenzita testovacího tónu pro každou frekvenci začíná na hodnotě 0 dB a postupně se intenzita zvyšuje. Krok, kterým se intenzita testovacího tónu zvyšuje, je obvykle 5 dB. Pokud je zapotřebí přesného měření, tak se po stisknutí tlačítka, které je určeno pro detekci percepce tónu, provádí ještě jedno měření pro ten samý tón s jemnějším krokem zvyšování intenzity, čímž se dosáhne přesné prahové hodnoty slyšení. Může nastat i situace, kdy jsou změřené prahové hodnoty v záporném rozsahu.

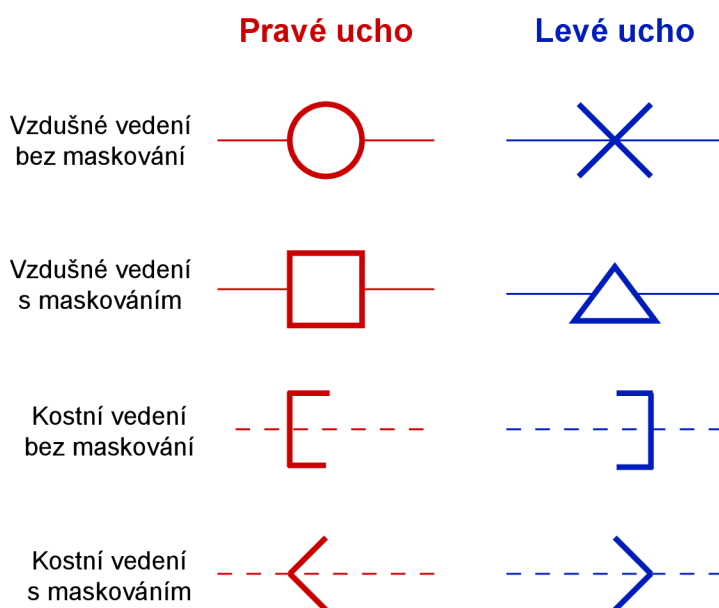
Někdy se při testování využívá maskování netestovaného ucha širokopásmovým šumem. Díky tomuto maskování se omezí šance na zkreslení výsledků tím, že by testovací tón slyšelo netestované ucho. Typ širokopásmového šumu, který se k tomuto maskování využívá, se nazývá bílý šum. Většinou se začíná na hladině šumu SPL 10 dB a v případě potřeby je tato hladina navyšována [28].

Intenzita testovacího tónu zpravidla nepřesáhne hodnotu 80 dB. Celé měření probíhá v tiché komoře, což je místnost, která je akusticky izolovaná. Pokud se testuje za pomoci kostního vibrátoru, tak je vibrátor umístěn v blízkosti testovaného ucha. Výstupem audiometrie čistými tóny je **audiogram** [29].

3.3 Audiogram

Audiogram je graf, který udává závislost velikosti prahu slyšení na frekvenci, kde na ose x jsou kmitočty testovacích tónů, a na ose y je hladina hlasitosti testovacího tónu v dB. Měřítko frekvenční osy je logaritmické se základem 2, což znamená že následující hodnota frekvence na ose je dvojnásobkem té předchozí. Z audiogramu se dá vyčíst, jestli testovaná osoba nemá poruchu sluchu, a případně pokud má, tak na jakých frekvencích.

Pokud je možné při zhotovování audiogramu použít barvy, tak se body a čára, které souvisejí s pravým uchem, značí červeně. A body a čára, které souvisejí s levým uchem, se značí barvou modrou. Použitím různých typů značek se rozlišuje, jakým způsobem měření byl práh slyšení změřen. Pokud se jednalo o měření vzdušným vedením bez maskování, tak body změřené pro levé ucho značí křížkem, a body, změřené pro ucho pravé, jsou označeny kolečkem. Pokud se jednalo o měření vzdušným vedením s maskováním, tak se body pro levé ucho značí trojúhelníkem a body pro pravé ucho čtvercem. Pro body změřené kostním vedením bez maskování se používají hranaté závorky a pro body změřené kostním vedením s maskováním jsou použity šipkové závorky. Na obrázku 3.1 jsou tyto značky znázorněny [30].



Obr. 3.1: Značení v audiogramu [30].

4 Výsledky studentské práce

Cílem praktické části této bakalářské práce bylo vytvořit funkční audiometr s grafickým výstupem, tedy audiogramem, a následně tento program doplnit o přehledné **GUI** (*ang. Graphical User Interface = čs. grafické uživatelské rozhraní*) s možností přidání maskovacích tónů a šumů. Audiometr také poskytuje možnost maskování netestovaného ucha. Audiometr je správně cejchován a kalibrován pro danou hardwarovou realizaci, což znamená při použití externí zvukové karty **Behringer U-PHORIA UMC404HD** a sluchátek **HD681 EVO** od společnosti **Superlux**. Jelikož je audiometr správně cejchován, jeho výstup se dá považovat za takzvaný absolutní audiogram.

V nastavení aplikace je možné nastavení změny intenzity testovacího tónu buďto schodovitě, nebo spojitě. Schodovité zvyšování intenzity zvyšuje tón v daných intervalech o 10 dB v rozmezí od 0 do 90 dB. U spojitěho zvyšování se intenzita tónu v logaritmické míře zvyšuje lineárně od 0 do 90 dB. Audiometr v nastavení umožňuje nastavení maskování netestovaného ucha, aby nedocházelo k přeslechům lépe slyšícího ucha. Dále je možné nastavení vlastních frekvencí testovacích tónů. Jelikož má program sloužit k demonstraci jevu kmitočtového maskování, je v nastavení také možnost nastavení vlastních testovacích tónů o nastavitelné frekvenci a hladině akustického tlaku v dB a maskovacích šumů o nastavitelném frekvenčním pásmu a hladině akustického tlaku v dB.

Audiometrem čistými tóny bylo změřeno 5 lidí. Měření neprobíhalo v tiché komoře, ale pro měření se vybralo co možná nejtíší místo, aby měření neovlivnily okolní hluky. V sekci 4.3 byly výsledky těchto měření interpretovány.

4.1 Programové řešení audiometru

Program pro audiometrii čistými tóny byl nejdříve vyvíjen v programovém prostředí **MATLAB R2023b** a posléze byl dokončen v nástavbě **MATLABu** pro vyvíjení aplikací **App Designer**. V kódu jsou nejdříve deklarovány frekvence, na kterých bude v defaultním nastavení měřen práh slyšení. Tyto frekvence byly zvoleny podle Koláře [29], tedy frekvence [Hz]: 125, 250, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000. Aplikace umožňuje před začátkem měření nastavení vlastních frekvencí testovacích tónů. Počet frekvencí testovacích tónů se může lišit vůči počtu frekvencí v defaultním nastavení, jelikož počet testovacích tónů v kódu není nastaven napevno, ale dopočítán pomocí funkce **numel**.

Pro práci se spojitými signály byl deklarován vzorkovací kmitočet f_{vz} (vzorkovací kmitočet udává, kolik vzorků je navzorkováno za 1 sekundu). Výběr vzorkovacího kmitočtu musí podléhat kritériu Shannona–Nyquista–Kotělnikova vzorkovacího teoremu, který je popsán vztahem:

$$f_{vz} \geq 2 \cdot f_{max} \quad [\text{Hz}], \quad (4.1)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_{max} je maximální kmitočet vzorkovaného signálu. Pokud by tento vztah nebyl dodržen, mohl by nastat aliasing (zkreslení nebo ztráta informací). Jelikož program umožňuje nastavení testovacích a maskovacích tónů do horního mezního kmitočtu 20 kHz, byl zvolen vzorkovací kmitočet 44,1 kHz, který je v praxi běžně využíván.

Délka testovacích tónů byla stanovena na 60 s. Každý vzorek času je již ve vektoru času násoben konstantou 2π . Tudíž, když se generují jednotlivé sinusové signály, je použit vztah:

$$s(t) = \sin(f \cdot t) \quad [-], \quad (4.2)$$

kde $s(t)$ je sinusový signál, f je kmitočet testovacího signálu a t je vektor vzorků času (již násoben konstantou 2π). Signál je pak podle toho, jestli je zvoleno spojitě nebo schodovité zvyšování intenzity testovacího signálu, násoben příslušnými funkcemi. Pokud je zvoleno spojitě zvyšování intenzity, je signál násoben exponenciální funkcí, která v logaritmické míře odpovídá lineární funkci hodnot od 0 do 90 dB. Tato exponenciální funkce je vygenerovaná pro každou frekvenci testovacího tónu, a to jak pro levé, tak pravé ucho. Pokud je zvolené schodovité zvyšování intenzity, je signál násoben funkcí, jejíž zvyšování probíhá schodovitě tak, aby jednotlivé schody odpovídaly hodnotám od 0 do 90 dB s krokem 10 dB. Schodovité funkce jsou také generovány pro každou frekvenci testovacího tónu, a to jak pro levé, tak pravé ucho.

Když byl program vyvíjen pouze v MATLABu, byl základní strukturou celého programu cyklus **for**, který v každé iteraci cyklu vygeneroval testovací signál a vynásobil funkcí, která zajišťovala zvyšování intenzity tohoto signálu. Následně byl tento testovací signál přehrán nejdříve do levého, a po stisknutí klávesy do pravého ucha. Přehrávání zajišťovala funkce **sound**. Při začátku přehrávání tónu byly spuštěny stopky pomocí funkce **tic** a když byl zaregistrován stisk klávesy pomocí **waitforbuttonpress**, byl čas stoppek zastaven a uložen pomocí funkce **toc**. Jelikož vývojové prostředí **App Designer**, ve kterém bylo vyvíjeno GUI, neumožňuje přerušování cyklu **for** pomocí funkce **waitforbuttonpress**, byla použita proměnná, která je po provedení měření jednotlivého testovacího tónu inkrementována. Provedením měření jednotlivého testovacího tónu je myšleno, že uživatel reaguje tlačítkem, že slyší tón jak v levém, tak v pravém uchu. Pomocí podmínky **if** je zajišťováno, aby proměnná nepřesáhla počet testovacích tónů. Při přehrávání tónu jsou zase spuštěny

stopky pomocí funkce **tic** a po stisknutí tlačítka je čas čas uložen pomocí funkce **toc**.

Čas reakce na testovací tón je důležitý, jelikož podle času se zjistí z funkce zvyšování intenzity, jaký digitální rozkmit měl testovací signál v době reakce uživatele. Z digitálního rozkmitu je možné následně dopočítat hladinu akustického tlaku **SPL**, viz kapitoly 4.2.1 a 4.2.3. Po konci měření jsou přepočítané prahy slyšení v dB vykresleny do audiogramu.

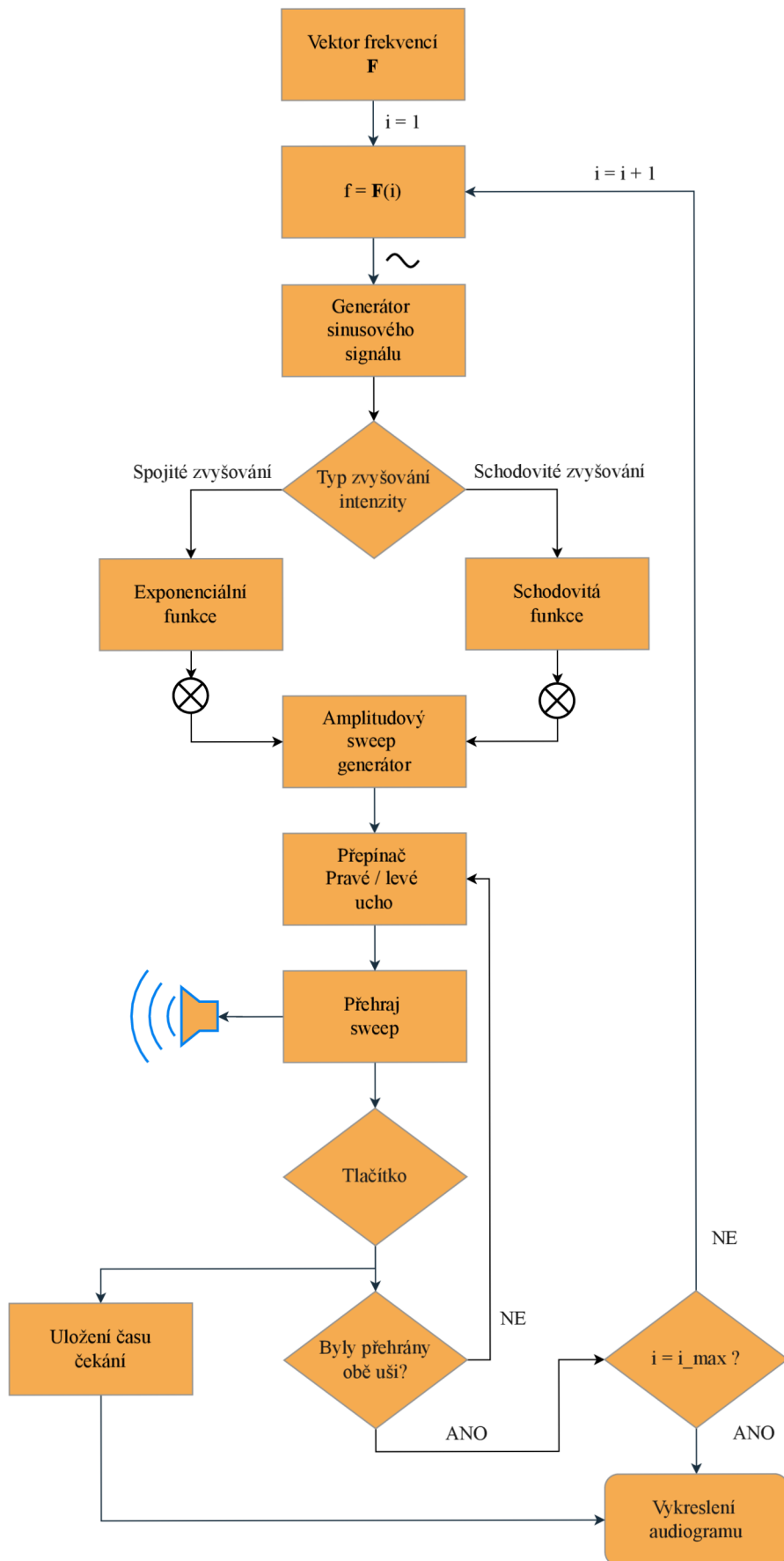
Na obrázku 4.1 je vývojový diagram, který vizuálně zobrazuje, jak kód funguje a jaké jsou v něm rozhodovací procesy. Diagram byl zhotoven v softwaru **draw.io**.

Funkce maskování netestovaného ucha

V nastavení je možné nastavit maskování netestovaného ucha. Hladina akustického tlaku maskovacího šumu je v praxi nejdříve nastavena hodnotu 10 dB a když stále dochází k přeslechům do netestovaného ucha, je hladina navýšena, avšak v této aplikaci je hladina šumu nastavena pevně na 10 dB, jelikož se nepředpokládá, že by aplikaci využíval k měření člověk se značnými poruchami sluchu jednoho z uší. Maskuje se bílým šumem, který je vyříznut na frekvenční pásmo od 20 do 20 000 Hz.

Vykreslování audiogramů

Audiogramy jsou vykreslovány do komponenty app designeru, která se jmenuje **UIAxes**. Proces vykreslení audiogramu probíhá po doměření posledního testovacího tónu. Na ose x, která je logaritmická se základem 2, je uvedena frekvence v Hz, protože audiogramy se standardně zobrazují tímto způsobem. Na ose y je hladina akustického tlaku SPL v dB. Osa y je osa obrácená, jelikož tímto způsobem jsou audiogramy zobrazovány. Při vykreslování audiogramu je dodrženo ustanovené značení, jako je popsáno na Obrázku 3.1, což znamená že prahy sluchu pravého ucha jsou značeny červenou barvou a prahy levého ucha jsou značeny modrou barvou. Pokud při měření neprobíhalo maskování netestovaného ucha, jsou body změřené pro pravé ucho značeny kolečkem a body pro levé ucho jsou značeny křížkem. Pokud při měření probíhá maskování netestovaného ucha, jsou body změřené pro pravé ucho značeny čtverečkem a body změřené pro levé ucho trojúhelníkem. Tento audiogram neumožňuje měření kostního vedení, tudíž se při vykreslování audiogramu nemusí řešit značení pro tento typ měření. Pokud jsou do procesu měření zavedeny maskovací tóny nebo šумы jsou v audiogramu také zobrazeny - maskovací tóny jsou značeny silnou zelenou čarou a maskovací šумы jsou značeny silnou černou čarou. U maskovacích šumů je zobrazena pouze obálka spektra, aby byly viditelné prahy slyšení pod úrovní šumu.



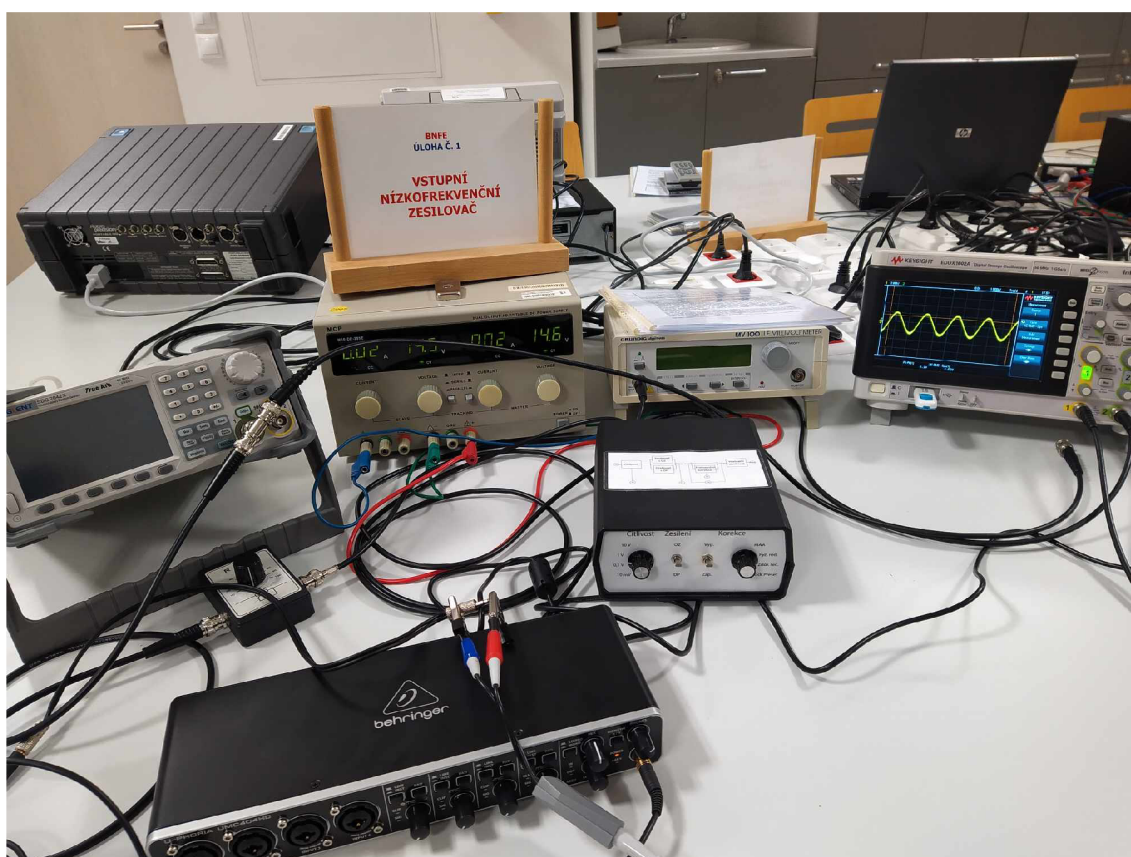
Obr. 4.1: Vývojový diagram kódu.

4.2 Cejchování a kalibrace pro danou hardwarovou realizaci

Pro správné ocejchování osy hladiny akustického tlaku bylo zapotřebí změřit frekvenční charakteristickou odezvu sluchátek. Dále bylo zapotřebí změřit závislost mezi digitální amplitudou signálu a napětím, který má tento signál na výstupu zvukové karty. Program následně přepočítá v závislosti na digitálním rozkmitu signálů hodnoty jejich hladin akustického tlaku v dB.

4.2.1 Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty

Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty byla měřena v laboratoři předmětu Audio elektronika. Uspořádání pracoviště pro měření demonstruje obrázek 4.2.



Obr. 4.2: Měření převodní charakteristiky.

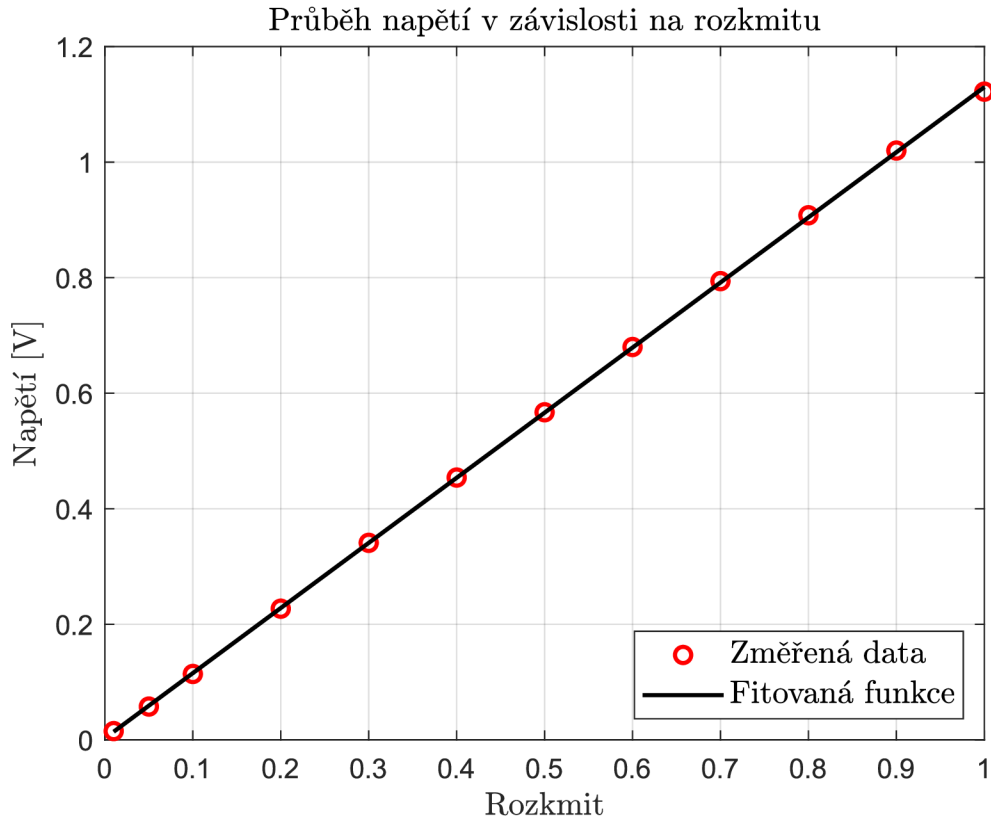
V počítači v programovém prostředí MATLAB byly generovány sinusové signály, u nichž byl zvyšován digitální rozkmit. Rozkmit byl zvyšován krokem 0,05 od

hodnoty 0,01 do hodnoty 0,1 a následně krokem 0,1 od hodnoty 0,1 do hodnoty 1. Následně byly vygenerované signály přehrány skrze externí zvukovou kartu, na jejíž výstupu byl připojen digitální osciloskop Agilent 54621A a nízkofrekvenční milivoltmetr Grundig MV100, na kterém bylo pozorováno THD+N (*ang. Total Harmonic Distortion Plus Noise = čs. celkové harmonické zkreslení plus šum*). Na osciloskopu byla měřena efektivní hodnota amplitudy U_{ef} (*ang. V_{RMS} - Root Mean Square Voltage*). Hodnoty efektivních hodnot amplitudy pro každý digitální rozkmit byly zaznamenány do Tabulky 4.1.

Tab. 4.1: Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty.

f [kHz]	0,125	1	3	8	20
Digitální rozkmit	Efektivní hodnota napětí [V]	Efektivní hodnota napětí [V]	Efektivní hodnota napětí [V]	Efektivní hodnota napětí [V]	Efektivní hodnota napětí [V]
0,01	0,0151	0,0151	0,0151	0,0151	0,0152
0,05	0,0576	0,0576	0,0575	0,0575	0,0575
0,1	0,114	0,114	0,114	0,114	0,114
0,2	0,227	0,227	0,227	0,227	0,227
0,3	0,341	0,341	0,34	0,34	0,34
0,4	0,454	0,454	0,453	0,453	0,454
0,5	0,566	0,567	0,567	0,567	0,567
0,6	0,679	0,68	0,68	0,68	0,68
0,7	0,792	0,794	0,793	0,793	0,794
0,8	0,908	0,908	0,908	0,907	0,907
0,9	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02
1	1,122	1,122	1,122	1,122	1,122

Z naměřených dat je zřejmé že převodní charakteristika je frekvenčně nezávislá a vykazuje takřka lineární průběh. Z toho důvodu byly změřené body proloženy lineární funkcí. Lineární funkce byla vypočítána MATLABem za pomoci funkcí **polyfit**. Funkce polyfit vypočítala koeficienty polynomu prvního stupně. Polyfit pro hledání koeficientů využívá metodu nejmenších čtverců. Následně byly pomocí koeficientů a funkce **polyval** přepočítány hodnoty napětí na zvukové karty. Průběh lineární funkce je zobrazený na Obrázku 4.3.



Obr. 4.3: Převodní charakteristika mezi velikostí digitálního rozkmitu a napětím na výstupu zvukové karty.

Koeficienty, které vypočítala funkce polyfit slouží k přepočítání hodnot z digitálního rozkmitu na napětí ze zvukové karty a zpět. Na přepočítání z digitálního rozkmitu na napětí na výstupu zvukové karty se využívá funkce polyval, která má jako vstup koeficienty a hodnotu digitálního rozkmitu. Výpočet funkce polyval reprezentuje tato rovnice:

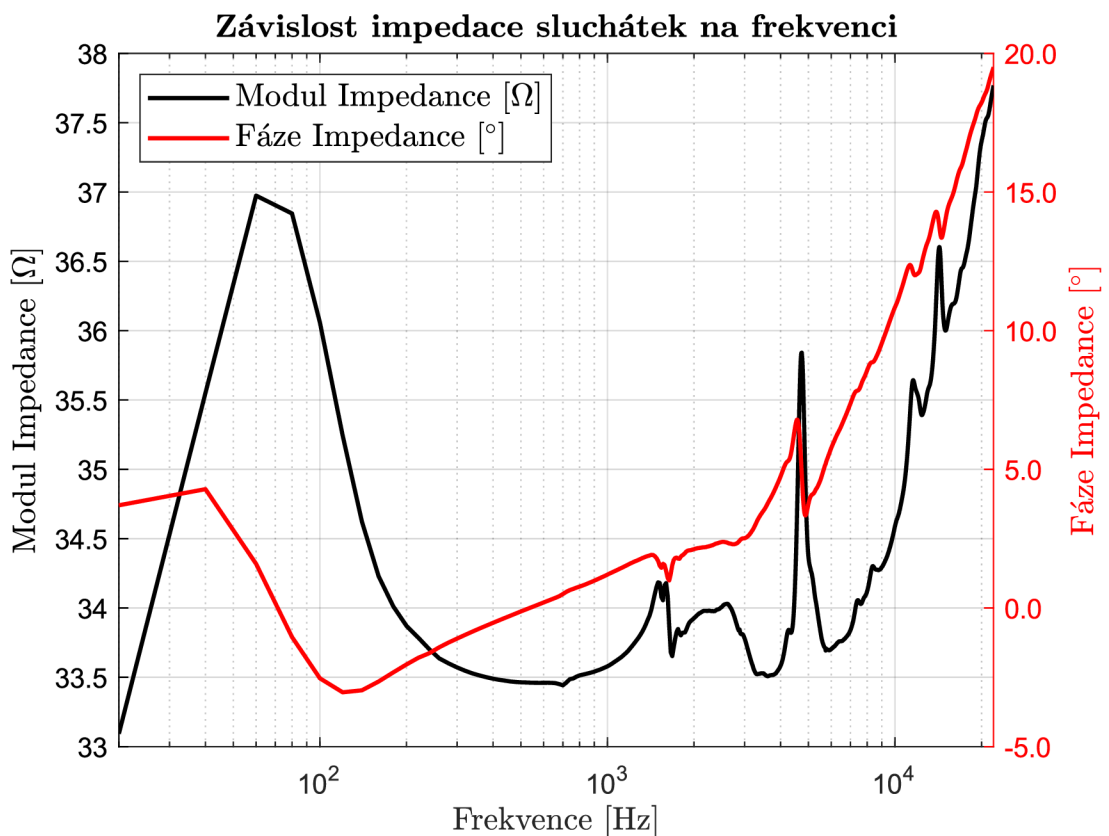
$$U_{\text{OUT}} = p_1 \cdot x + p_2 = 1,127 \cdot x + 0,0028 \quad [\text{V}], \quad (4.3)$$

kde U_{OUT} je napětí na výstupu zvukové karty, p_1 je koeficient sklonu lineární funkce, x je hodnota digitálního rozkmitu a p_2 je koeficient posunu lineární funkce. Pro výpočet digitálního rozkmitu z hodnoty napětí na výstupu zvukové karty se využívá ta samá rovnice, avšak je zde vyjádřen digitální rozkmit tímto způsobem:

$$x = \frac{U_{\text{OUT}} - p_2}{p_1} = \frac{U_{\text{OUT}} - 0,0028}{1,127} \quad [-]. \quad (4.4)$$

4.2.2 Charakteristická impedance sluchátek

Charakteristická impedance sluchátek byla měřena pouze orientačně a aby bylo možné určit, při jakém budícím napětí budou mít sluchátka výkon 1 mW. Měření probíhalo na impedančním analyzátoru Keysight 4990A. Byla změřená impedance ve frekvenčním spektru od 20 Hz do 22 kHz. Výsledek měření je zobrazen na Obrázku 4.4. Na kmitočtu 4760 Hz je vidět prudký nárůst impedance a vzápětí pokles. Tato špička je zapříčiněná mechanickou rezonancí cívek uvnitř sluchátek. Změřená závislost sluchátek není úplně přesná, jelikož sluchátka nebyla umístěna při měření na hlavě nebo umělé hlavě. Hlava a uši představují akustickou zátěž, která ovlivňuje chování zvukových vln. Na lidské hlavě nebyly při měření sluchátka umístěny, jelikož impedanční analyzátor při měření charakteristiky budí sluchátka kmitočty ze zvoleného spektra a kdyby sluchátka v průběhu měření byla umístěna na lidské hlavě mohlo by to nevratně poškodit sluch dané osoby. Na umělé hlavě, nebylo provedeno měření, jelikož při měření nebyla umělá hlava k tomuto měření dostupná.



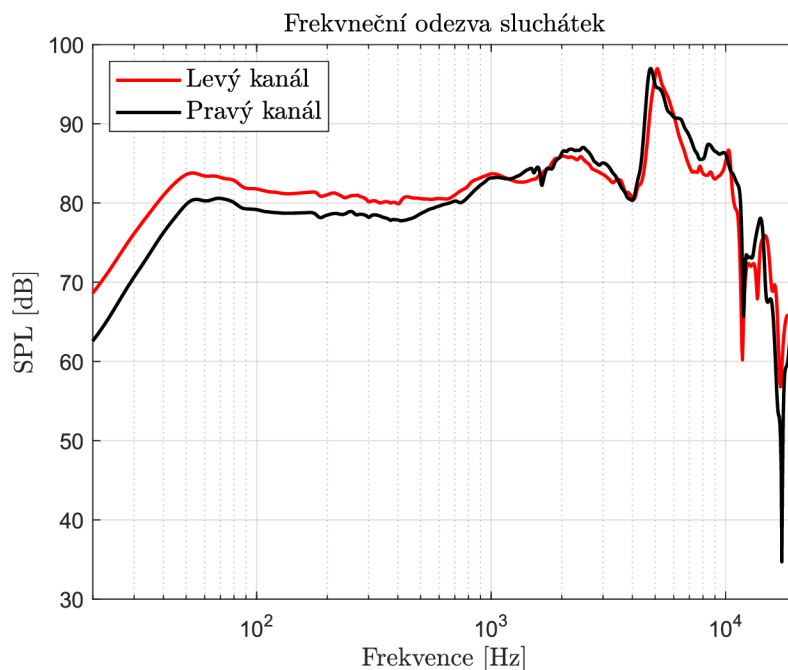
Obr. 4.4: Závislost impedance sluchátek na frekvenci.

4.2.3 Frekvenční odezva sluchátek

Měření frekvenční odezvy sluchátek probíhalo ve specializované elektroakustické laboratoři na Ústavu telekomunikací. Měření probíhalo na binaurálním simulátoru hlavy a torza Brüel&Kjær 4100. Měřená sluchátka Superlux HD 681 EVO byla umístěna na umělou hlavu a byly připojeny skrze konektor k počítači. V průběhu měření byly sluchátka a umělá hlava uzavřeny ve speciálním bezdrazovém boxu, který měl stěny z materiálu, který pohlcuje zvuk, čímž eliminuje odrazy. Dalším důvodem uzavření sluchátek a umělé hlavy do boxu je minimalizace vlivu vnějších rušivých hluků, které by měření frekvenční odezvy mohly značně ovlivnit. Počítač budil sluchátka sinusovými signály o frekvencích ze spektra od 20 Hz do 2000 Hz s konstantní amplitudou 185 mV. Tato amplituda byla zvolena na základě charakteristické impedance sluchátek, která byla cca 34,225 Ω . Požadovaný výkon sluchátek byl 1 mW, tudíž bylo dopočítáno požadované budící napětí pomocí tohoto vztahu:

$$U = \sqrt{R \cdot P} = \sqrt{34,225 \cdot 0,001} = 0,185 \text{ [V]}, \quad (4.5)$$

kde U je budící napětí, R je zvolená impedance sluchátek a P je požadovaný výkon. Toto napětí bude sloužit jako referenční napětí pro přepočty v programu. Po nastavení požadovaných hodnot se spustilo automatizované měření. Byla změřena frekvenční odezva sluchátek jak levého, tak pravého kanálu sluchátek. Výsledný průběh frekvenční odezvy sluchátek je na Obrázku 4.5.



Obr. 4.5: Frekvenční odezva sluchátek.

Na Obrázku 4.5 je levý kanál je značen červenou barvou a pravý kanál je značen černou barvou. Díky této frekvenční odezvě sluchátek je dosaženo převodní charakteristiky mezi napětím na výstupu zvukové karty a hladinou akustického tlaku ze sluchátek SPL_{dB} . Aby hodnoty SPL_{dB} byly k dispozici pro každou frekvenci v požadovaném spektru frekvencí od 20 do 20000 Hz, byla vytvořena nová frekvenční osa s přesností na 1 desetinné místo. Následně se používá funkce MATLABu **interp1** k interpolaci hodnot SPL ze stávajících datových bodů SPL_{dB} na nově definovanou frekvenční osu. Při výpočtu hladiny tlaku pro budící napětí jiné než je referenční, jsou tyto hladiny akustického tlaku brány jako referenční hodnoty hladiny akustického tlaku, SPL_{ref} . Výpočet probíhá podle následujícího vztahu:

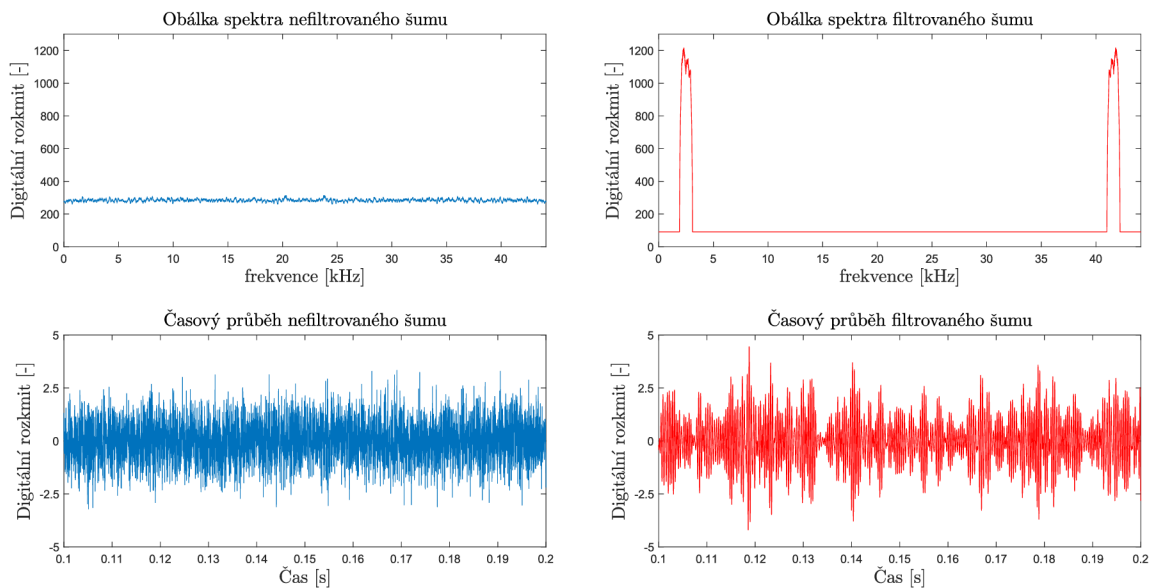
$$SPL_{dB} = SPL_{ref} + 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{U_{out}}{U_{ref}} \right) \quad [\text{dB}], \quad (4.6)$$

kde SPL_{dB} je hladina akustického tlaku ze sluchátek při napětí na výstupu zvukové karty U_{out} a SPL_{ref} je hladina akustického tlaku vybrána podle frekvence tónu z frekvenční odezvy na Obrázku 4.5, která byla měřena při budícím napětí U_{ref} , což je v tomto případě 0,185 V. Program potřebuje i přepočítání z hladiny akustického napětí na napětí na výstupu zvukové karty, proto byl vztah upraven následujícím způsobem:

$$U_{out} = U_{ref} \cdot 10^{\frac{SPL_{dB} - SPL_{ref}}{20}} \quad [\text{V}], \quad (4.7)$$

4.2.4 Generování bílého šumu

Ke generování šumu bylo přistoupeno tak, že byl tvořen šum o energii ekvivalentní harmonickému signálu se zvolenou energií. Takle metoda je programátorsky výhodná z ohledu jednoduchosti kódu. Nejprve je vygenerován referenční sinusový signál S_{ref} o zvolené energii e , která odpovídá požadované hodnotě SPL. Následně byl vygenerován **WGN** (*ang. White Gaussian Noise = čs. bílý gausiánský šum*) o jednotkové energii. WGN je generován pomocí funkce **randn**, která generuje náhodná čísla Gaussovým (normálním) rozdělením. Šum je převeden pomocí **FFT** (*ang. Fast Fourier Transform = čs. rychlá Fourierova transformace*) do frekvenční oblasti a je vykrojen v požadované pásmo (nejsou použity klasické filtry, aby nedocházelo ke zkreslení přechodovými pásmy; ale hodnoty mimo zvolené pásmo jsou cyklem vynulovány). Následně je šum převeden do časového pásma pomocí **IFFT** (*ang. Inverse Fast Fourier Transform = čs. inverzní rychlá Fourierova transformace*) a je normován na energii referenčního sinusového signálu S_{ref} . Při zpracování se pro jednoduchost pracuje jen s polovinou spektra. Při přechodu zpět do časové oblasti je potřeba vyřešit opětovné zrcadlení spektra pomocí funkce **flip**. Jaký je rozdíl mezi filtrovaným a nefiltrovaným šumem, demonstruje obrázek 4.6, kde na levé straně (modře) je nefiltrovaný šum a na pravé straně (červeně) je šum filtrovaný na pásmo od 2 do 3 kHz.



Obr. 4.6: Porovnání filtrovaného a nefiltrovaného šumu.

4.3 Výsledky měření

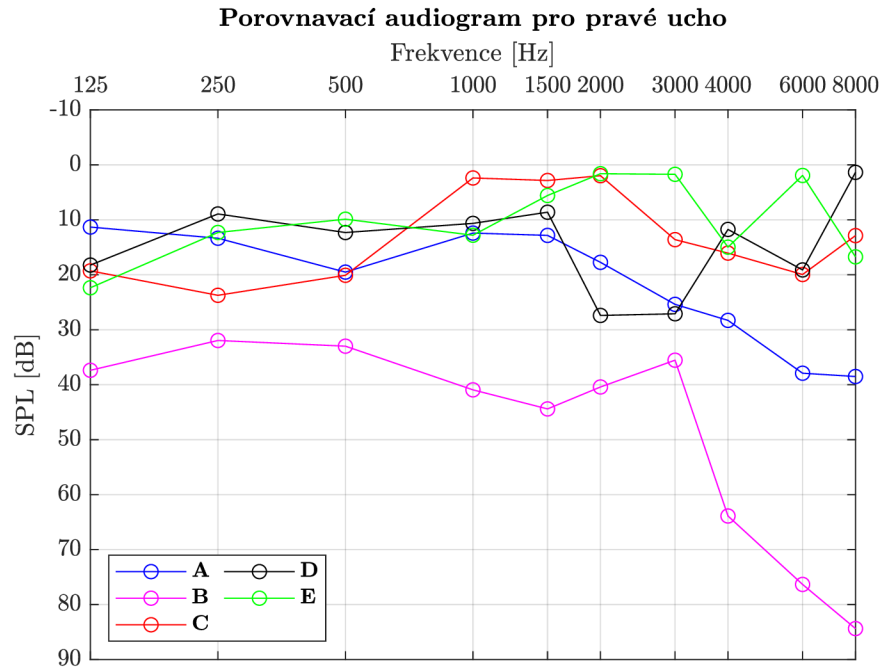
Audiometrem čistými tóny bylo změřeno 5 různých lidí, kteří měli odlišný věk. Bylo zvoleno spojitě zvyšování intenzity testovacího tónu pro vyšší přesnost prahů slyšení. Změřeny byly 2 ženy a 3 muži. Výsledky jsou prezentovány anonymně, aby nebyly zveřejněny citlivé informace o měřených lidech. Měřené osoby jsou tedy označeny velkými písmeny od A do E, přičemž je zmíněno jejich pohlaví, kdy označení F reprezentuje pohlaví žena (*ang. female*) a označení M reprezentuje pohlaví muž (*ang. male*). U každé měřené osoby je také uveden věk, protože má vliv na práh slyšení. Dále je pro každý subjekt popsáno, v jakém akustickém prostředí se ve svém životě pohybuje, jelikož hlučná prostředí také negativně ovlivňují sluch. Všechny tyto informace jsou prezentovány v Tabulce 4.2.

Tab. 4.2: Tabulka měřených osob doplněná o údaje o pohlavní a věku.

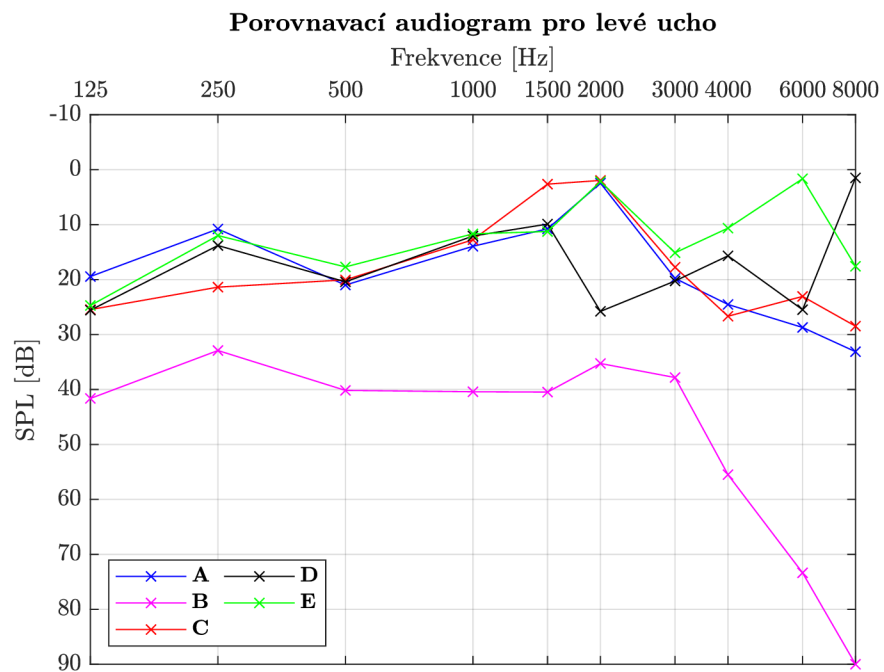
měřená osoba	pohlaví	věk	sluchové prostředí
A	F	48	18 let práce ve školství hra na klavír a flétnu
B	F	75	pracovala v živočišné výrobě, kde je výskyt hlučných strojů
C	M	52	27 let práce v kanceláři, což je poměrně tiché prostředí
D	M	16	hra na klavír, časté používání sluchátek na poslech hudby
E	M	21	hra na klarinet, časté používání sluchátek na poslech hudby

4.3.1 Porovnání měřených lidí

V této podsekcí jsou prezentovány výsledky měření prahů slyšitelnosti všech měřených subjektů v jednom grafu. Tyto grafy jsou v páru - jeden reprezentující pravé a druhý levé ucho. Jelikož je zde potřeba odlišit 5 průběhů prahů slyšitelnosti, není v rámci přehlednosti možné zachovat červenou barvu pro pravé ucho a modrou barvu pro ucho levé. Přiřazení jednotlivých barev čar je popsáno v legendě každého grafu. Pro jednodušší porovnání jsou průběhy prahů slyšitelnosti všech měřených lidí umístěny pod sebou na další stránce. Prahy slyšitelnosti pravého ucha jsou prezentovány na Obrázku 4.7 a prahy levého ucha na Obrázku 4.8.



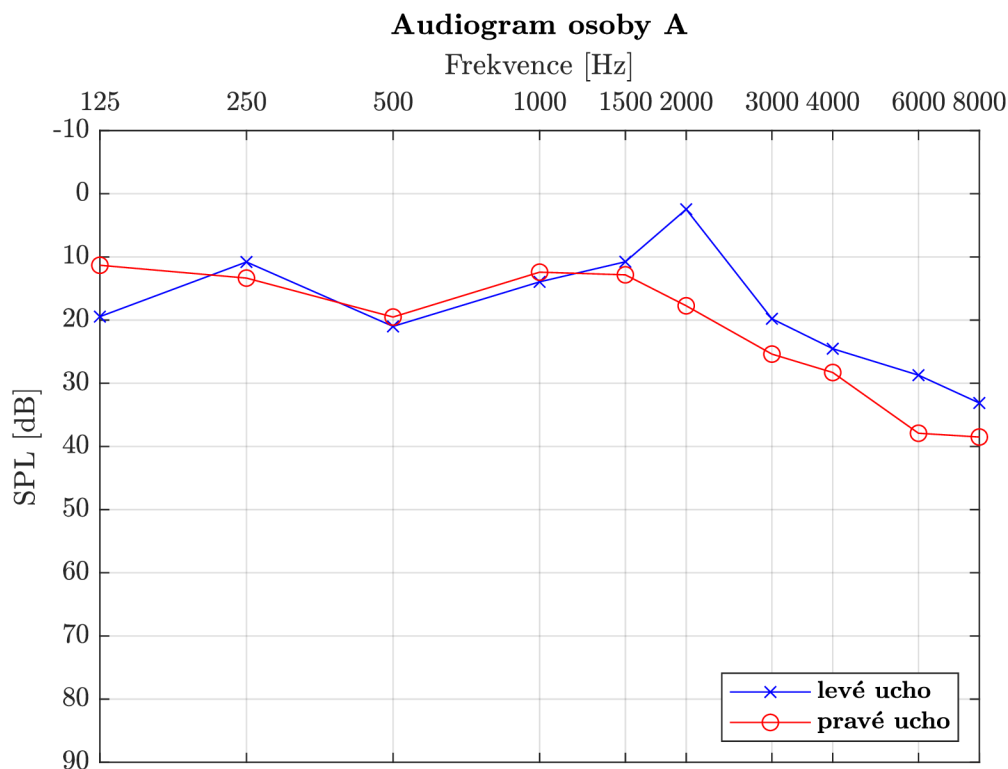
Obr. 4.7: Porovnávací audiogram pro pravé ucho.



Obr. 4.8: Porovnávací audiogram pro levé ucho.

4.3.2 Jednotlivá měření

Měřená osoba A

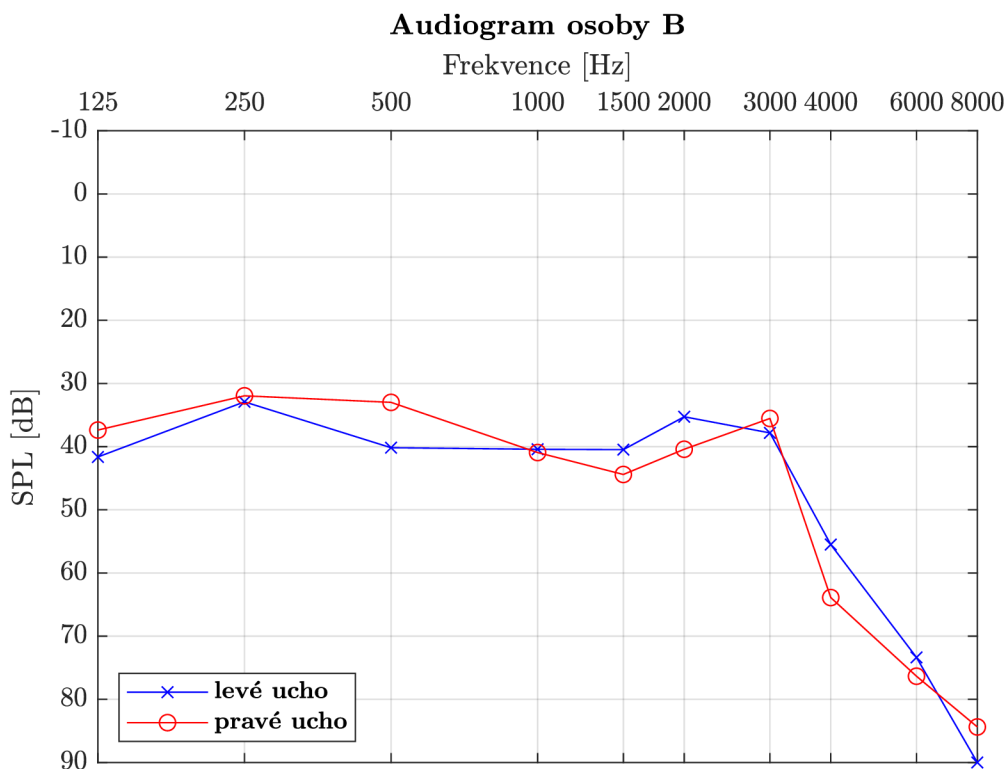


Obr. 4.9: Audiogram měřené osoby A.

Audiogram na Obrázku 4.9 reprezentuje výsledky prahů slyšení ženy ve věku 48 let. Prahy slyšení osoby A se v rámci změřeného spektra, až na výjimky, pohybují v rozmezí 10 až 30 dB SPL, což naznačuje, že osoba A má normální až mírně zhoršený sluch. Osoba A levým uchem slyšela testovací tón o frekvenci 2000 Hz již při hodnotě 0 dB, což může být způsobeno tím, že frekvence 2000 Hz je klíčová pro lidskou komunikaci, a jelikož měřená osoba A pracovala 18 let ve školství, může být v rozsahu těchto frekvencí citlivější. Od frekvence 2000 Hz se osobě A postupně zhoršuje percepce. Pokles slyšitelnosti na vyšších frekvencích je normální; navíc bývá vyšší s přibývajícím věkem.

Měřená osoba se po měření vyjádřila, že měla problém rozeznat, jestli slyší testovací tón nebo jí píská v uších. Tudíž naměřená data mohou být mírně zkreslená. Avšak měření této osoby bylo provedeno třikrát za sebou a všechny výsledky vykazovaly stejný charakter.

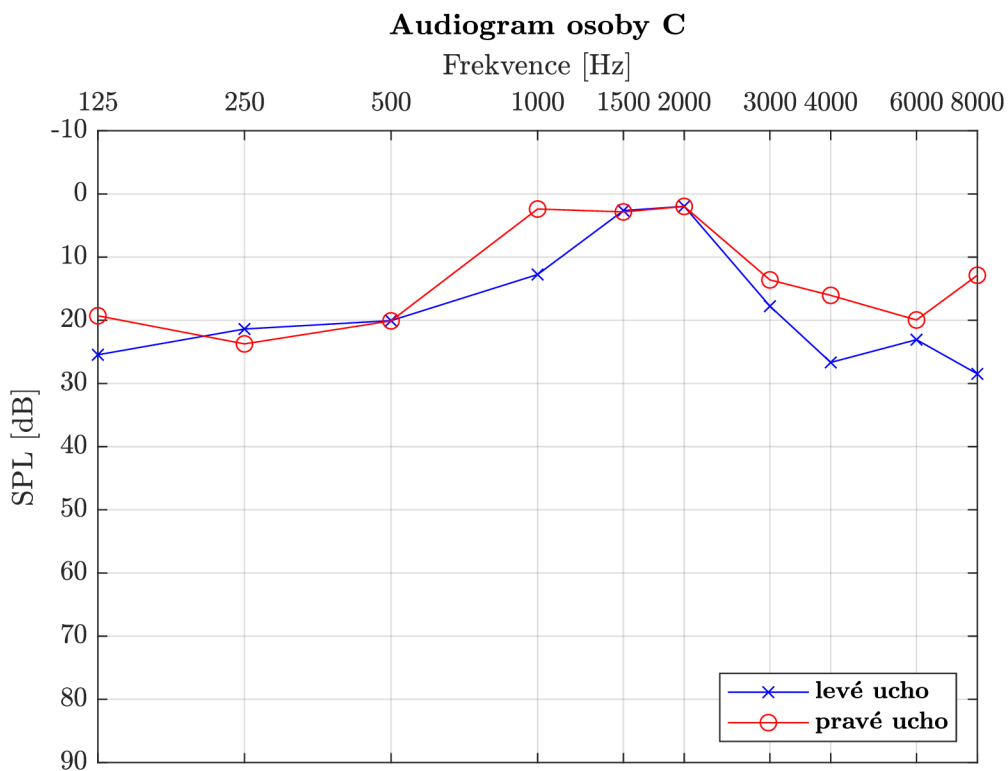
Měřená osoba B



Obr. 4.10: Audiogram měřené osoby B.

Audiogram na Obrázku 4.10 reprezentuje výsledky prahů slyšení osoby B, což je žena ve věku 75 let. V pásmu frekvencí testovacích tónů od 125 do 3000 Hz mají prahy slyšení hodnoty v rozmezí od 30 do 40 dB SPL, což jsou poměrně vysoké hodnoty. Tyto vyšší hodnoty značí, že měřená osoba hůře slyší. Od frekvence 4000 Hz nastává postupný pokles slyšitelnosti na vyšších frekvencích. Poslední testovací tón o frekvenci 8000 Hz osoba B slyšela oběma ušima až v okolí hodnoty 90 dB SPL, což je mezní hranice tohoto audiometru. Prudký pokles slyšitelnosti je s největší pravděpodobností zapříčiněn vyšším věkem měřené osoby. Pokles slyšitelnosti na vyšších frekvencích u starších lidí je naprosto přirozený v důsledku snížení počtu vláskových buněk (viz sekce Stařecká nedoslýchavost 2.3.4). Měřená osoba B by měla navštívit lékaře, aby mohl vyhodnotit, jestli by nebyla přínosná kompenzace sluchu, případně nějaká léčba.

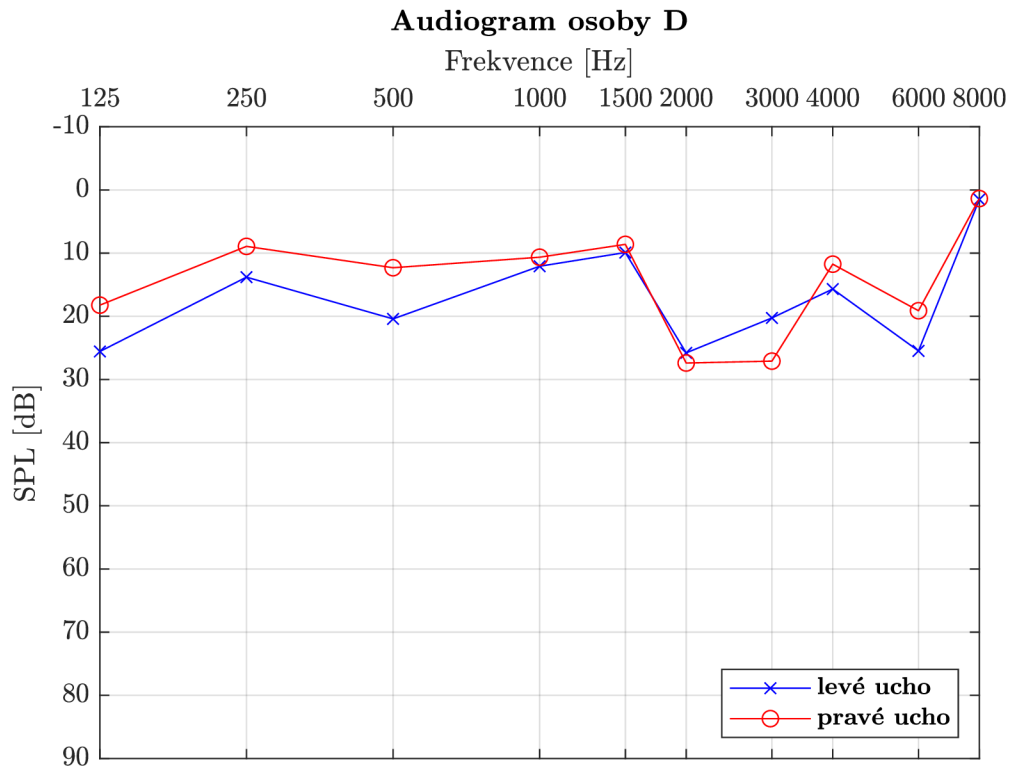
Měřená osoba C



Obr. 4.11: Audiogram měřené osoby C.

Audiogram na obrázku 4.11 reprezentuje výsledky prahů slyšení osoby C, což je muž ve věku 52 let. Naměřená křivka svým trendem kopíruje tvar běžného průběhu prahu slyšení (ovšem obráceně, viz převrácená osa y u audiogramu). Zdá se, že výsledky pro tuto osobu ukazují na fyziologický stav slyšení. Osoba nedosahuje vysokého věku pro ztrátu sluchu stářím, a navíc se celý život pohybovala v kancelářském prostředí, přičemž nebyla vystavena akustickému traumatu. Výsledky tak odpovídají očekávání.

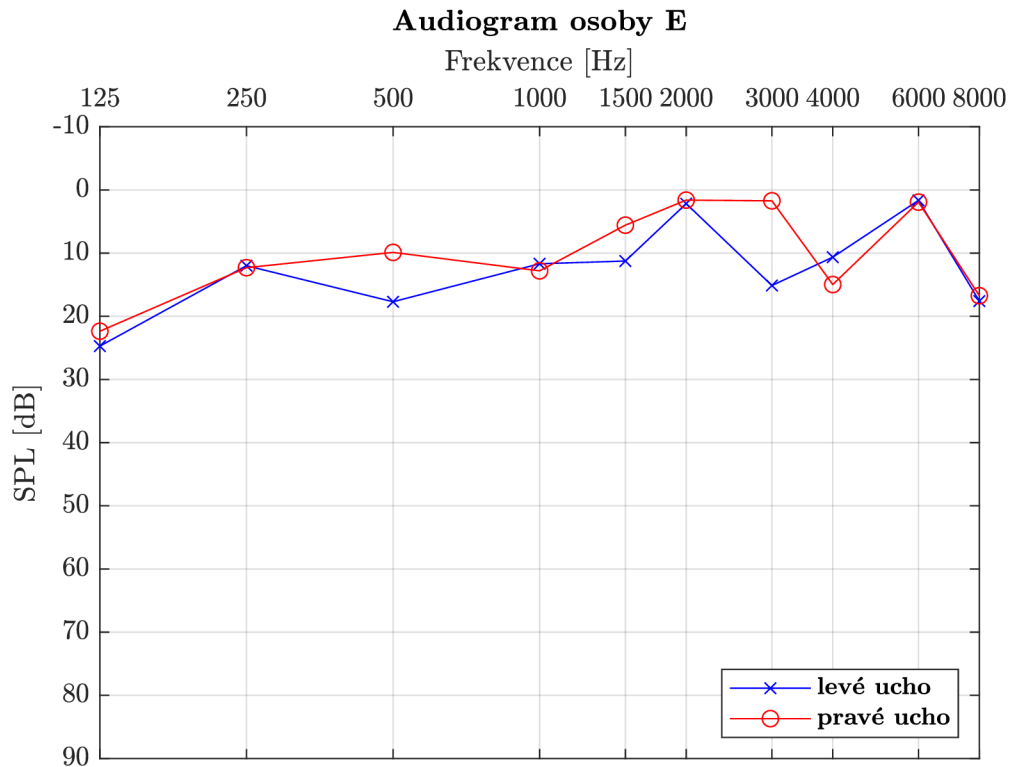
Měřená osoba D



Obr. 4.12: Audiogram měřené osoby D.

Audiogram na Obrázku 4.12 reprezentuje výsledky prahů slyšení osoby D, což je muž ve věku 16 let. Osoba D je ze souboru testovaných osob nejmladší. O tom svědčí také pouze nepatrný pokles percepce na vyšších frekvencích. Část od 1500 do 3000 Hz je však překvapivá tím, že percepce v tomto pásmu je nižší než percepce u nižších frekvencí, i když právě tam by citlivost měla být nejvyšší (pásmo důležité pro řeč). Není jasné, čím je toto způsobeno.

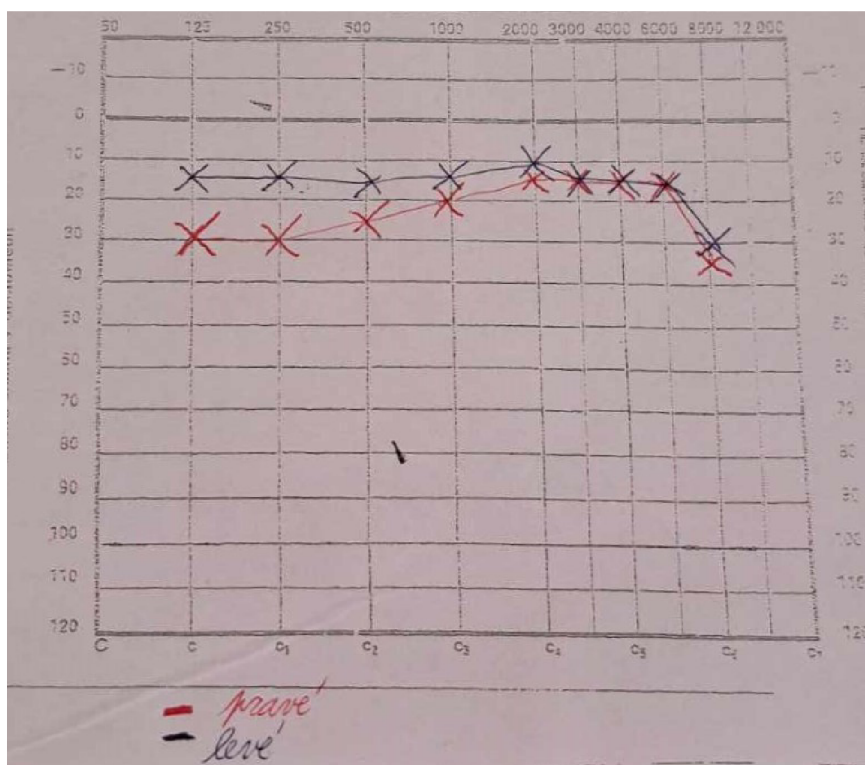
Měřená osoba E



Obr. 4.13: Audiogram měřené osoby E.

Audiogram na Obrázku 4.13 reprezentuje výsledky prahů slyšení osoby E, což je muž ve věku 21 let. Osoba E dobře slyší vysoké frekvence, což je v souladu s jejím nízkým věkem. Tato osoba se od počátku podílela na testování audiometru v průběhu celého vývoje a je možné, že výsledky tím mohou být poněkud zkreslené – vzhledem k tomu, kolikrát tímto testem osoba prošla, může být na tóny vnímavější, protože je očekává.

Výsledek audiogramu z ORL ordinace osoby E



Obr. 4.14: Výsledek audiogramu z ORL ordinace osoby E

Měřená osoba E byla změřena na kalibrovaném přístroji v ordinaci ORL. Měření probíhalo v tiché komoře hybridním diagnostickým audiometrem AD226 od společnosti Interacoustics. Pro měření byla použita audiometrická sluchátka DD45. Průběhy prahů slyšení změřených na tomto audiometru se mírně liší vůči prahům změřeným audiometrem, který byl vytvořen v rámci této bakalářské práce, ale žádný z těchto audiogramů neodhalil žádnou sluchovou vadu a sluch potvrzují jako zdravý.

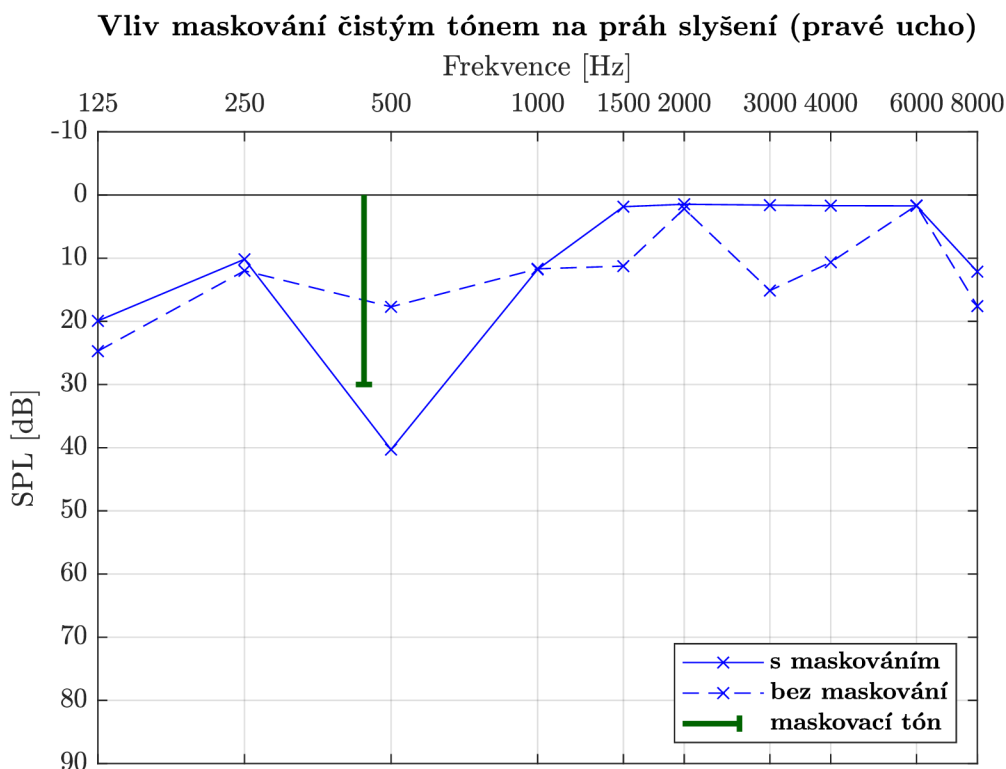
Rozdíly jsou nejspíše způsobeny tím, že audiogram z ORL ordinace využíval Hughson-Westlakeovu metodu, která je také známá jako vzestupná metoda. Vzestupná metoda přehraje první tón o kmitočtu 1 kHz o intenzitě 50 dB, a pokud na tón měřená osoba reaguje, začne se intenzita tónu postupně snižovat o 10 dB až do momentu, kdy měřená osoba tón neslyší. Následně tón začne zvyšovat intenzitu krokem 5 dB až do momentu, kdy jej měřená osoba znovu slyší. Následně se ještě intenzita testovacího tónu o kmitočtu 1 kHz párkrát snižuje (vždy o 10 dB) a zvyšuje (vždy o 5 dB), aby byl nalezen přesný práh slyšení. V tomto duchu pokračuje měření na všech ostatních kmitočtech testovacích tónů pro obě uši. Testovací tóny jsou v této metodě přehrávány jako krátké impulsy a ne jako dlouhé trvající tóny.

Další důvod rozdílnosti je nejspíše způsoben tím, že audiogram z ORL ordinace byl měřen v tiché komoře a se speciálními audiometrickými sluchátky [31] [32].

4.3.3 Měření maskovacích tónů a šumů na osobě E

Program by měl sloužit pro demonstraci jevu kmitočtového maskování, proto byl program doplněn o možnost přidání maskovacích tónů a šumů do procesu měření.

Vliv maskovacího tónu o frekvenci 440 Hz a hodnotě 30 dB SPL na práh slyšení

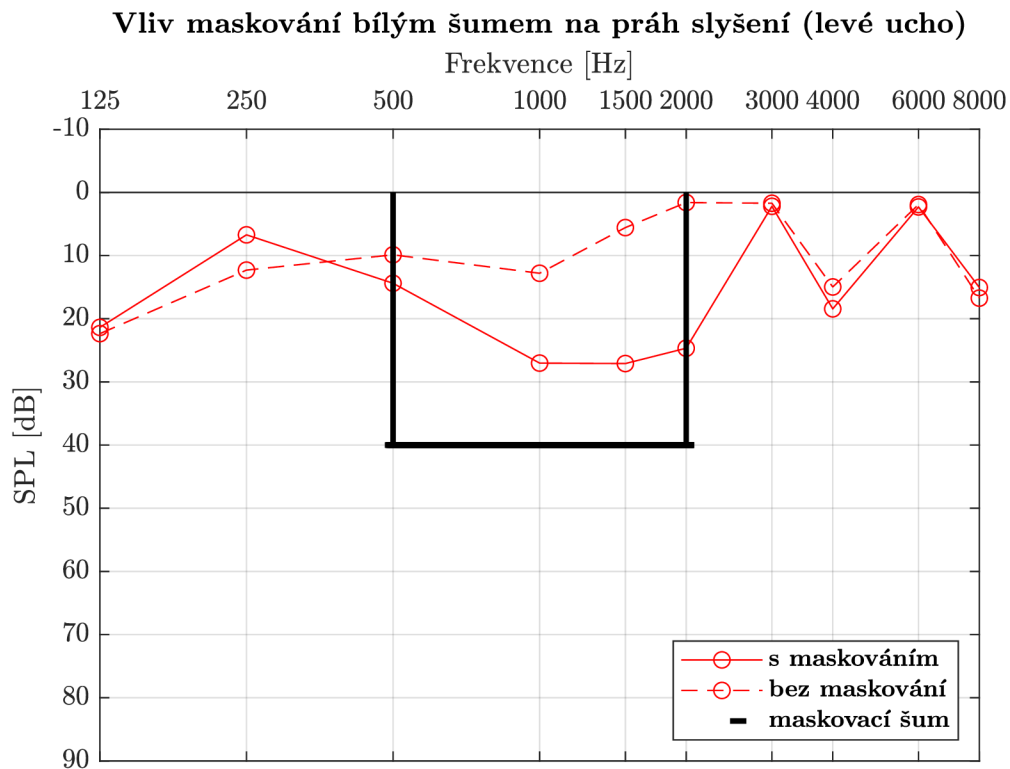


Obr. 4.15: Vliv maskovacího tónu na práh slyšení

Jako příklad je na Obrázku 4.15 uveden audiogram pravého ucha měřené osoby E, kdy byl do procesu měření prahů slyšení přidán maskovací tón o frekvenci 6000 Hz, který měl hladinu akustického tlaku 30 dB. Práh slyšení s maskovacím tónem je značen modrou plnou čarou. Pro lepší představu, jak se posunul práh slyšení, je do audiogramu přidán práh slyšení osoby E bez maskovacího tónu. Průběh prahu slyšení bez maskovacího tónu je značen modrou přerušovanou čarou. Frekvence a hladina akustického tlaku maskovacího tónu je v audiogramu značena silnou zelenou čarou.

Na průběhu audiogramu je vidět, že prahy slyšení v okolí kmitočtu maskovacího tónu byly opravdu posunuty vůči prahům slyšení bez maskování.

Vliv maskovacího šumu o frekvenčním pásmu od 500 do 2000 Hz a hodnotě 30 dB SPL na práh slyšení



Obr. 4.16: Vliv maskovacího tónu na práh slyšení

Na Obrázku 4.16 je uveden audiogram pravého ucha měřené osoby E, kdy byl do procesu měření prahů slyšení přidán maskovací šum o frekvenčním pásmu od 500 do 2000 Hz, který měl hladinu akustického tlaku 40 dB. Práh slyšení s maskovacím šumem je značen červenou plnou čarou. Pro lepší představu, jak se posunul práh slyšení, je do audiogramu přidán práh slyšení osoby E bez maskovacího tónu. Průběh prahu slyšení bez maskovacího tónu je značen červenou přerušovanou čarou. Obálka spektra maskovacího šumu je v audiogramu zobrazena tlustou černou čarou.

Na audiogramu je vidět, že ve frekvenčním pásmu maskovacího bílého šumu je práh slyšení opravdu posunutý vůči prahu slyšení měřeného bez maskování.

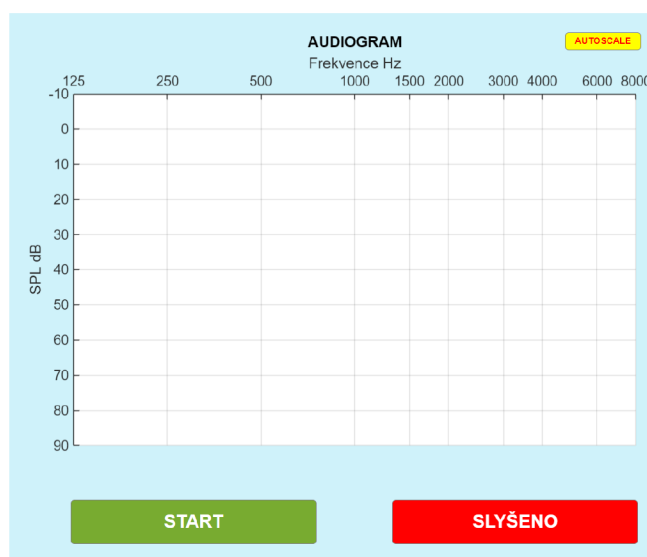
4.4 Grafické Uživatelské Prostředí GUI

K vývoji aplikace byl použit **App Designer**, což je interaktivní vývojové prostředí obsažené v prostředí MATLAB R2023b. Tento nástroj umožňuje navrhování rozložení aplikace a programování chování jednotlivých komponent aplikace. Poskytuje téměř plně integrovanou verzi editoru MATLAB a širokou sadu interaktivních uživatelských komponent.

4.4.1 Hlavní okno

Po spuštění aplikace se otevře hlavní okno aplikace, ve kterém probíhá celé měření. V hlavním okně aplikace je v levé části graf, kde jsou po doměření zobrazeny výsledky měření. Nad grafem je tlačítko **AUTOSCALE**, které po stisknutí automaticky nastaví měřítko os audiogramu.

Měření se zapíná zeleným tlačítkem s nápisem **START**, po stisku tlačítka se aplikace přepne do módu měření. Barva tlačítka se změní na červenou barvu a nápis se přepíše na slovo **RESTART**, což implikuje, že tlačítko slouží k restartování měření. Vedle tlačítka **START/RESTART** se nachází tlačítko **SLYŠENO**, které po přepnutí do módu měření změní barvu z červené na zelenou. Pokud měřená osoba zaslechne testovací tón, stiskne toto tlačítko, čímž signalizuje, že tón slyšela. Po doměření všech testovacích tónů nebo při restartování měření tlačítko **SLYŠENO** zčervená a pokud je to po doměření všech tónů, jsou výsledky vykresleny do audiogramu nad tlačítky. V průběhu měření se nad tlačítkem **SLYŠENO** zobrazují procenta, která jsou ukazateli toho, jaká část měření je již změřena.



Obr. 4.17: Hlavní okno aplikace - levá část.

V pravé části hlavního okna v dolním rohu je část pro ukládání naměřených audiogramů. Audiogramy se ukládají jako snímky celé aplikace, obrázek oblasti audiogramu a dále jako MATLAB data (kde jsou uloženy frekvence testovacích tónů a prahů slyšení pro obě uši). Kliknutím na oranžovou ikonku otevření adresáře se otevře průzkumník souborů, kde si uživatel může vybrat místo uložení výsledků měření. Vedle ikonky adresáře je textové pole, kde se zadává název souboru, podle kterého se audiogram uloží do adresáře. Stiskem tlačítka **ULOŽIT** uživatel audiogram uloží na zvolené místo. Pokud by uživatel chtěl uložit do stejného adresáře soubor se jménem, které již v adresáři je, vyskočí okno s nápisem: „Soubor s tímto názvem již existuje. Chcete ho přepsat?“. Pokud uživatel klikne na tlačítko **Ano**, tak se soubor v adresáři se stejným jménem přepíše, pokud uživatel klikne na tlačítko **Ne**, uživatel je vrácen do hlavního okna, kde může soubor přepsat.

Nad částí pro ukládání audiogramů je část, kde je zobrazeno, jaké jsou nastaveny parametry měření. Každý parametr má pro zobrazení poměrně velké textové pole, jelikož program umožňuje nastavení více maskovacích tónů a šumů. Pokud je nastaveno více maskovacích tónů nebo šumů, parametry prvního maskovacího tónů nebo šumu reprezentuje vždy první hodnota v textovém poli daného parametru a následující hodnota reprezentuje již další maskovací tón nebo šum. Nad jednotlivými parametry jsou vypsány frekvence testovacích tónů a informace, zdali je při měření maskováno netestované ucho a jaký je typ zvyšování intenzity tónu.

Obr. 4.18: Hlavní okno aplikace - pravá část.

V pravé horní části se nachází 2 tlačítka. První tlačítko s názvem **NÁVOD** po stisknutí otevře nové okno ve kterém je vypsán návod pro uživatele, aby se v aplikaci mohl zorientovat. Pokud uživatel stiskne tlačítko **ZPĚT** v okně **NÁVOD**, okno **NÁVOD** se zavře a uživatel může dále pokračovat v hlavním okně. Vedle tlačítka **NÁVOD** se nachází tlačítko **NASTAVENÍ**, které po stisknutí otevře okno pro nastavování měření.

4.4.2 Okno nastavení

V okně pro nastavování měření jsou navrchu 2 boxy. V levém boxu může uživatel pomocí přepínačů **ANO** a **NE** nastavit, zda chce mít v průběhu testování maskované netestované ucho. V defaultním nastavení aplikace je označen přepínač **NE**. V pravém boxu je možnost nastavit způsob zvyšování intenzity testovacích tónů pomocí přepínačů s názvy **spojité** a **nespojité**, V defaultním nastavení aplikace je označen přepínač **spojité**.

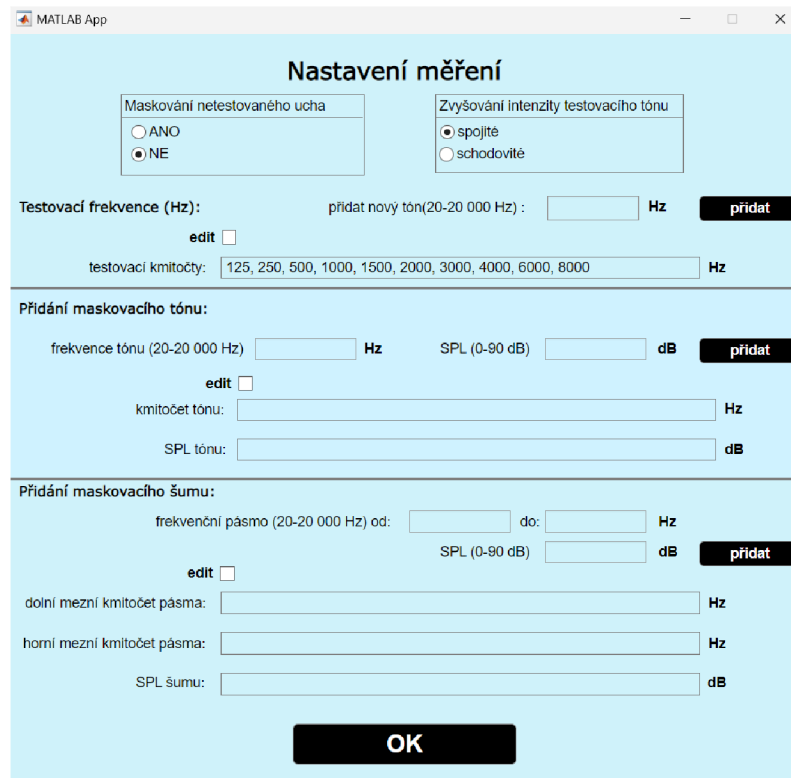
Pod sekci, kde se nastavuje maskování netestovaného ucha a zvyšování intenzity testovacího tónu, je sekce, kde se nastavují frekvence testovacích tónů. Nahoře v této sekci je pole, do kterého se zadávají nové frekvence testovacích tónů a po stisknutí tlačítka **přidat**, které je vedle tohoto pole, se frekvence přidá do textového pole, které je pod polem pro přidávání testovacích tónů. Frekvence se v textovém poli řadí vzestupně. Pokud by chtěl uživatel odebrat nějaké testovací frekvence, musí zakliknout zaškrťovací políčko **editovat**, avšak musí si dát pozor na to, aby jednotlivé frekvence byly odděleny jednou čárkou.

Další sekce je pro přidávání maskovacích tónů. Nahoře v této sekci jsou dvě pole - jedno pro zadávání frekvence maskovacího tónu a druhé pro zadání intenzity maskovacího tónu. Obě pole dovolí uživateli zadat hodnoty pouze v povoleném rozsahu, avšak uživatel si musí dát pozor na to, aby zadal stejný počet frekvencí a intenzit. Přidání jednotlivých tónů se provádí pomocí tlačítka **přidat**. Přidané tóny se po přidání zobrazí ve dvou textových polích ve spodku sekce. Pokud by chtěl uživatel upravit nebo vymazat maskovací tóny musí označit zaškrťovací políčka **editovat**.

V poslední sekci okna nastavení se přidávají pásmové maskovací bílé gausiánské šumy. V prvním řádku sekce se zadává frekvenční pásmo jednotlivých šumů. Do prvního pole se zadává dolní mezní kmitočet pásma a do druhého pole se zadává horní mezní kmitočet pásma šumu. Na druhém řádku se zadává intenzita šumu v dB. Po stisknutí na tlačítko **přidat** se hodnoty maskovacího šumu vypíší do 3 textových polí, které jsou pod poli, kde se zadávají hodnoty. Pokud by uživatel chtěl měnit nebo vymazat testovací šumy, musí pomocí zaškrťovacích políček **editovat** povolit úpravy jednotlivých polí.

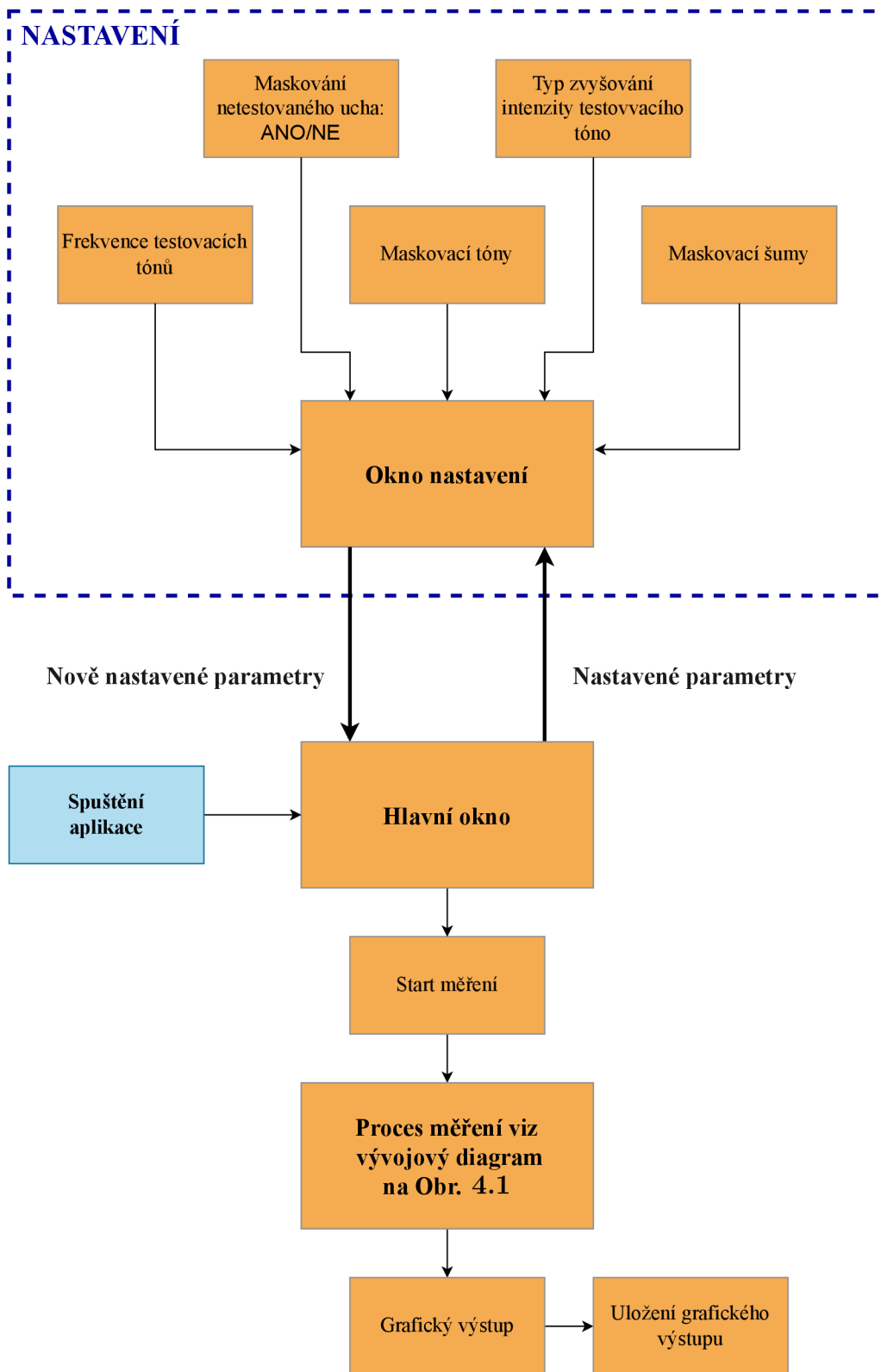
Po stisknutí na tlačítko **OK**, které je umístěno ve spodní části okna nastavení,

se nastavená data přepošlou do hlavního okna, kde jsou implementovány do procesu měření. Pokud jsou data pouze v políčkách pro zadávání hodnot a nepotvrdí se v jednotlivých sekcích tlačítkem **přidat**, tak se do hlavního okna nepošlou a jsou smazána. Pokud je zvoleno spojitě zvyšování intenzity, přechod z okna nastavení do Hlavního okna je poněkud delší, jelikož se generují jednotlivé spojitě náběhy, které jsou unikátní pro každou frekvenci (a to dokonce i pro levé a pravé ucho).



Obr. 4.19: Okno nastavení.

Princip procesů v GUI, popisuje blokové schéma 4.20, které bylo zhotoveno v grafickém softwaru **draw.io**.



Obr. 4.20: Blokové schéma GUI.

Závěr

V této bakalářské práci bylo v úvodní části shrnuto, co je to zvuk a jak funguje lidský sluch. Následně byla stručně nastíněna problematika maskování a poruch lidského sluchu a jejich vlivu na práh slyšení. Dále byly představeny některé metody vyšetření sluchu. V praktické části byla ve vývojovém prostředí App Designer zhotovena aplikace pro měření audiometrů, která byla doplněna o možnost zavést do procesu měření audiogramu libovolné maskovací tóny nebo šумы o nastavitelné intenzitě a frekvenci (u šumu pásma frekvencí).

Audiometr je pro danou hardwarovou realizaci správně cejchován a kalibrován. Hardwarovou realizací je myšleno použití zvukové karty Behringer U-PHORIA UMC404HD a sluchátek Superlux HD 681 EVO. Tím, že je audiogram správně cejchován a kalibrován, dají se jeho výsledky měření považovat za absolutní. Pro správné cejchování a kalibrování osy hladiny akustického tlaku byly změřeny převodní vztahy mezi digitálním rozkmitem tónů a výstupním napětím ze zvukové karty. Dále byla změřena závislost mezi hladinou akustického tlaku na výstupu sluchátek a vstupním napětím těchto sluchátek, což je výstupní napětí zvukové karty.

Audiometrem bylo změřeno pět různých osob. Výsledky jejich prahů slyšení byly v práci interpretovány. Pro měření těchto osob bylo vybráno spojitě zvyšování intenzity maskovacího tónu pro vyšší přesnost určení prahů slyšení.

V nastavení aplikace audiometru je možnost nastavení typu zvyšování intenzity testovacího tónu. Výběr je ze spojitě a schodovitě průběhu zvyšování intenzity. V defaultním nastavení aplikace je nastaveno spojitě zvyšování intenzity. Intenzita testovacích tónů se zvyšuje v rozmezí od 0 do 90 dB SPL. V nastavení aplikace je také možnost zapnutí funkce maskování netestovaného ucha. Dále je v nastavení možnost nastavení vlastních frekvencí měření. V okně nastavení je také možné zavedení maskovacích tónů a šumů do procesu měření. Parametry, které se nastavují u maskovacích tónů, jsou frekvence a hladina akustického tlaku tónu. U maskovacích šumů je možné nastavení dolního a horního mezního kmitočtu frekvenčního pásma šumu a hladiny akustického tlaku šumu.

Výsledky provedeného měření se zobrazují přímo v aplikaci po dokončení měření. Při zobrazování audiogramů je dodrženo ustálené značení prahů slyšení levého a pravého ucha. Pokud byly do procesu měření zavedeny maskovací tóny a šумы, jsou také ve výsledném audiogramu zaznačeny. Výsledky měření je možné následně uložit, kdy se uloží snímek obrazovky celé aplikace, data prahů slyšení a samostatná oblast audiogramu.

Bakalářská práce splnila všechny cíle, kterých mělo být dosaženo na základě zadání. Práce byla nad rámec doplněna o maskování netestovaného ucha a výběr typu zvyšování intenzity testovacího tónu.

Literatura

- [1] User Mühendislik. *Our Differences*. Online. 2023. Dostupné z: https://usermuhendislik.com.tr/our-differences_en. [cit. 2023-12-10].
- [2] POWELL, John. *Jak funguje hudba: průvodce posluchače vědou a psychologií krásných zvuků*. Praha: Dokořán, 2012. Aliter (Dokořán). ISBN 978-80-7363-400-1.
- [3] SKARNITZL, Radek. CZECHENCY. *LIMITY LIDSKÉHO SLUCHU*. Online. 2017. Dostupné z: <https://www.czechency.org/slovník/LIMITYLIDSKÁLHOSLUCHU>. [cit. 2023-12-10].
- [4] WIKIMEDIA COMMONS. *File:Sluchové pole - Graf.png*. Online. 27. září 2020. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Sluchov%C3%A9_pole_-_Graf.png&oldid=472650695. [cit. 2023-12-26].
- [5] Psychoterapie. Psychoterapeutická databáze. *Psychoakustika*. online. 2023. Dostupné z: <https://dbterapie.cz/encyklopedie/psychoakustika>. [cit. 2023-12-10].
- [6] REICHL, Jaroslav a VŠETIČKA, Martin. *Ucho*. Online. 2006. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/178-ucho>. [cit. 2023-12-26].
- [7] SCHIMMEL, J. *Elektroakustika*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013. ISBN 978-80-214-4716-5
- [8] NADAČNÍ FOND OZVĚNA. *Co je nedoslýchavost*. Online. Dostupné z: <https://ozvena.org/co-je-nedoslychavost>. [cit. 2023-12-11].
- [9] HAWKINS, Joseph E. ENCYCLOPEDIA BRITANNICA. *Human ear*. online. 2023-11-13. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/ear>. [cit. 2023-12-10].
- [10] CLEVELAND CLINIC. *Inner Ear*. online. 2022-10-21. Dostupné z: <https://my.clevelandclinic.org/health/body/24340-inner-ear#overview>. [cit. 2023-12-10].
- [11] LANDGRAF, Jürgen a ROSENKRANZ, Robert. *PSYCHOACOUSTICS*. Online. TU Dresden. 2023. Dostupné z: https://tu-dresden.de/ing/elektrotechnik/ias/aha/forschung/akustik/psychoakustik?set_language=en. [cit. 2023-12-26].

- [12] ZWICKER, Eberhard a FASTL, Hugo. *Psychoacoustics: facts and models*. 3rd ed. Berlin: Springer, 2007. ISBN 35-406-5063-6.
- [13] WIKIMEDIA COMMONS. *File:Temporalmasking adapted.png*. Online. 17. října 2020. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Temporalmasking_adapted.png&oldid=492163002. [cit. 2023-12-26].
- [14] BAUMAN, Milan. *Technologie maskování okolního hluku napomáhá s usínáním*. Online. 2021, 3. březen 2021. Dostupné z: https://www.technickytydenik.cz/rubriky/archiv/technologie-maskovani-okolniho-hluku-napomaha-s-usinanim_52488.html. [cit. 2023-12-16].
- [15] BARVÍKOVÁ, Jana et al. STRUČNÉ VYMEZENÍ SLUCHOVÉHO POSTIŽENÍ A OSLABENÍ SLUCHOVÉHO VNÍMÁNÍ. Online. In: *Katalog podpůrných opatření pro žáky s potřebou podpory ve vzdělávání z důvodu sluchového postižení nebo oslabení sluchového vnímání: dílčí část*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, s. 8-10. ISBN 978-80-244-4616-5. Dostupné z: <http://katalogpo.upol.cz/sluchove-postizeni-nebo-oslabeni-sluchoveho-vnimani/1-estrucne-vymezeni-sluchoveho-postizeni-a-oslabeni-sluchoveho-vnimani/>. [cit. 2023-12-11].
- [16] HOŠNOVÁ, Dagmar; URÍK, Milan; ŠLAPÁK, Ivo a ŠENKYŘÍK, Jan. Sluchové vady a poruchy dětského věku. *Česko-slovenská pediatrie*. 2018, roč. 73, č. 7, s. 420-423. ISSN 0069-2328.
- [17] HRICOVÁ, Lenka. *Klasifikace sluchových vad*. studijní materiál. Brno: PdF MU v Brně, jaro 2012.
- [18] PERSPECTIVO. *Sluchová postižení: základní typy a rozdělení*. Online. 2016. Dostupné z: <http://www.betterdialog.com/cs/vady-a-poruchy-sluchu/>. [cit. 2023-12-11].
- [19] VOHLÍDKOVÁ, Monika. *Poruchy sluchu ve stáří*. Interní medicína pro praxi, 2009, 11.6: 291-293.
- [20] ŠTEFÁNEK, Jiří. *Prasklý bubínek*. Online. 2011. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/praskly-bubinek>. [cit. 2023-12-11].
- [21] VILÍMOVSKÝ, Michal. *Akustické trauma (akutrauma): vše co potřebujete vědět*. Online. 2020, 2020-2-25. Dostupné z: <https://cs.medlicker.com/1728-akusticke-trauma-akutrauma>. [cit. 2023-12-11].

- [22] Česká Republika, Zákon č. 272/2011 Sb. Nařízení vlády o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací. *Zákony pro lidi - Sbírka zákonů ČR v aktuálním konsolidovaném znění*. In: *Zákony pro lidi* [online]. AION CS, 2010-2023. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-272>. [cit. 2023-12-11].
- [23] AURIS AUDIO. *TYPY CHRÁNIČŮ SLUCHU*. Online. 2016, 18. 3. 2016. Dostupné z: <https://www.auris-audio.cz/spunty-do-usi-typy>. [cit. 2023-12-15].
- [24] MOTEJZÍKOVÁ, Jitka. *Metody vyšetření sluchu*. Info-Zpravodaj 2009, roč. 17, č. 4, s. 8-10.
- [25] ŠLAPÁK, Ivo; JANEČEK, Dalibor a LAVIČKA, Lukáš. *Vyšetřovací metody ucha*. Online. 2009. Dostupné z: https://is.muni.cz/elportal/estud/pdf/js09/orl/web/pages/1_2_vysetrovaci_metody_ucha.html. [cit. 2023-12-28].
- [26] ŠESTÁKOVÁ, Petra a HAVLÍK, Radan. Visual Reinforcement Audiometry (VRA): examination method of hearing in the youngest children. Online. *Listy klinické logopedie*. 2020, roč. 4, č. 2, s. 69-73. ISSN 25706179. Dostupné z: <https://doi.org/10.36833/lkl.2020.040>. [cit. 2023-12-11].
- [27] HLOŽEK, Zdeněk. *Základy audiologie pro speciální pedagogy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3436-0.
- [28] GeoAxon Global. *How to Perform Masking in Audiology*. Online. 2 August 2023. Dostupné z: <https://geoaxon.com/blog/f/how-to-perform-masking-in-audiology?blogcategory=Audiology>. [cit. 2024-05-16].
- [29] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2007.
- [30] HAIN, Timothy C. *Audiometry*. Online. 2023, August 27, 2023. Dostupné z: <https://dizziness-and-balance.com/testing/hearing/audiogram.html>. [cit. 2023-12-15].
- [31] MONAGHAN, Joy. *What is the Hughson Westlake procedure?*. Online. 26 October, 2022. Dostupné z: <https://www.amplivox.com/education/knowledge-hub/what-is-the-hughson-westlake-procedure>. [cit. 2024-05-21].
- [32] INTERACOUSTICS. *AD226 Návod k použití - CS*. Online. 2022. Dostupné z: https://www.interacoustics.com/images/files/manuals/cs/d_0133703_a_2022_09_cs_ad226_instructions_for_use.pdf [cit. 2024-05-21].

A Obsah elektronické přílohy

/	kořenový adresář přiloženého archivu		
├	matlabsložka		
│	├	datasložka	
│	│	├	frekvencni_odezva.m	interpolace dat frekvenční odezvy (Matlab 2023b)
│	│	├	NapetiNaZvukoveKarte.m	..Převod z dig. rozkmitu na napětí na zvukové kartě (Matlab 2023b)
│	│	└	sluchatka-tlak.xls	změřená data frekvenční odezvy sluchátek (Matlab 2023b)
│	├	obrazky	složka
│	│	├	leva.pnglevá část okna návod
│	│	├	prava.pngpravá část okna návod
│	│	└	foldr.pngobrázek otevření adresáře
│	├	hlavniOkno.mlapp	Hlavní okno/kód aplikace (Matlab 2023b - App designer)
│	├	nastaveni.mlapp	okno pro nastavování parametrů (Matlab 2023b - App designer)
│	├	navod.mlapp	...	okno kde je návod k aplikaci (Matlab 2023b - App designer)
│	├	new_freq.mat	data frekvenční odezvy (frekvence) (Matlab 2023b)
│	├	new_left.mat	data frekvenční odezvy (levý kanál) (Matlab 2023b)
│	├	new_right.mat	data frekvenční odezvy (pravý kanál) (Matlab 2023b)
│	├	p.mat	koeficienty lineární funkce (dig. rozkmit na napětí na výstupu ZK) (Matlab 2023b)
└	MyAppInstaller_web.exe	instalační soubor k instalaci aplikace bez nutnosti otevření MATLABu	
└	README.txt	informace k zobrazení zdrojových kódů	