

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Diplomová práce

Vyšetření sluchu metodou poklesu intenzity podnětu

Plzeň, 2017

Zdeněk Šmucr

Originální zadání

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu diplomové práce Ing. Pavlu Novému, PhD., za odbornou literaturu, jeho rady a poznámky k mé práci. Dále děkuji všem lidem, kteří se dobrovolně zúčastnili testování mého systému a nakonec děkuji své rodině za podporu a psychickou odolnost vůči mým samovolným myšlenkovým pochodům.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 29. června 2017

Zdeněk Šmucr

Abstract

This work deals with the design and realization of audiometric diagnostic methods for the detection of interference in the transfer speed in nerve paths. This method is based on hearing sensitivity tests of the stimulation intensity during tonal stimulation (GAP detection) using a threshold audiometry. This work describes implementation of the control system of GAP detection in the C# environment. The designed control system consists of a personal computer with the Windows operating system, an external sound card, and audiometric headphones.

Key words

audiology, clinical audiometry, pure-tone threshold audiometry, GAP Detection.

Abstrakt

Tato práce se zabývá návrhem a realizací audiometrické vyšetřovací metody pro detekci poruchy přenosové rychlosti v nervových drahách. Tato metoda je založena na testech citlivosti sluchu na pokles intenzity podnětu při tónové stimulaci (GAP detection) využívající prahovou audiometrii. V práci je popsána implementace řídicího systému GAP detection v prostředí C#. Navržený řídicí systém se skládá ze standardního osobního počítače s operačním systémem Windows, externí zvukové karty a audiometrických sluchátek.

Klíčová slova

audiologie, klinická audiometrie, prahová tónová audiometrie, GAP Detection.

Obsah

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | Úvod | 1 |
| 2 | Anatomie a fyziologie ucha | 2 |
| 2.1 | Zevní ucho | 2 |
| 2.2 | Střední ucho | 3 |
| 2.3 | Vnitřní ucho | 3 |
| 2.4 | Centrální část | 4 |
| 3 | Fyzikální vlastnosti zvuku | 5 |
| 3.1 | Frekvence | 5 |
| 3.2 | Barva tónu | 5 |
| 3.3 | Intenzita zvuku | 6 |
| 3.4 | Hladina intenzity zvuku | 6 |
| 3.5 | Hladiny hlasitosti | 6 |
| 4 | Vyšetřovací metody | 8 |
| 4.1 | Poruchy a vady sluchu | 8 |
| 4.1.1 | Normální sluch | 8 |
| 4.1.2 | Nedoslýchavost | 8 |
| 4.1.3 | Hluchota | 9 |
| 4.1.4 | Stupně postižení sluchu | 9 |
| 4.2 | Vyšetřování sluchové funkce | 9 |
| 4.2.1 | Vyšetření řeči | 9 |
| 4.2.2 | Zkouška ladičkami | 10 |
| 4.2.3 | Audiometrické vyšetřovací metody | 10 |
| 4.3 | Subjektivní audiometrie | 11 |
| 4.3.1 | Tónová audiometrie | 11 |
| 4.3.2 | Slovní audiometrie | 13 |
| 4.3.3 | Maskování podnětu | 14 |
| 4.4 | Objektivní audiometrie | 14 |
| 4.4.1 | Vyšetření pomocí evokovaných potenciálů | 14 |
| 4.4.2 | Tympanometrie | 15 |
| 4.4.3 | Otoakustické emise | 15 |
| 4.5 | Speciální audiometrické vyšetřovací metody | 16 |
| 4.5.1 | Fowlerova zkouška | 16 |
| 4.5.2 | Regerova zkouška | 16 |

| | | |
|-------|---|----|
| 4.5.3 | SISI test..... | 16 |
| 4.5.4 | Békesyho zkouška..... | 17 |
| 4.5.5 | Lüsher-Zwislockiho test | 17 |
| 4.5.6 | Detekce poklesu intenzity..... | 18 |
| 5 | Návrh a realizace systému..... | 20 |
| 5.1 | Požadavky ORL kliniky | 20 |
| 5.2 | Možnosti řešení | 21 |
| 5.2.1 | Softwarový přístup s využitím zvukové karty | 21 |
| 5.2.2 | Hardwarový přístup s využitím audiometru..... | 22 |
| 5.3 | Návrh softwarového řešení..... | 24 |
| 5.3.1 | Použitá technická zařízení..... | 24 |
| 5.3.2 | Řešení sledování odezvy pacienta | 28 |
| 5.3.3 | Generování zvukového stimulu | 30 |
| 5.3.4 | Cejchování řetězce zařízení..... | 32 |
| 5.3.5 | Zesílení signálu..... | 37 |
| 5.3.6 | Volba scénáře pro vyšetření | 40 |
| 5.4 | Blokové schéma vyšetřovacího programu | 47 |
| 5.5 | Návrh databáze | 48 |
| 6 | Výsledky testování a měření..... | 50 |
| 6.1 | Charakteristika testovaného vzorku osob | 50 |
| 6.2 | Testování..... | 51 |
| 6.2.1 | Prahové vyšetření | 51 |
| 6.2.2 | Vyšetření poklesem intenzity..... | 52 |
| 7 | Závěr | 65 |
| 8 | Citovaná literatura..... | 66 |
| A | Seznam použitých zkratek..... | 69 |
| B | Přiložené CD..... | 70 |
| C | Uživatelská příručka | 71 |
| C.1 | Přeložení a spuštění..... | 71 |
| C.1.1 | Přeložení..... | 71 |
| C.1.2 | Spuštění | 71 |
| C.2 | Prvotní seznámení..... | 71 |
| C.3 | Vytvoření pacienta | 71 |
| C.4 | Úprava a mazání pacienta..... | 72 |
| C.5 | Výběr pacienta | 73 |

| | | |
|-------|-----------------------------|----|
| C.5.1 | Minulá měření | 74 |
| C.5.2 | Nové měření | 74 |
| C.6 | Nápověda | 76 |
| C.7 | Automatické parametry | 77 |

1 Úvod

Po zraku je sluch druhý nejdůležitější smysl, který slouží člověku k orientaci a poznávání okolí. Jeho hlavním významem v lidské společnosti je možnost vnímání řeči. Vnímání lidské řeči má prokazatelný vliv rychlost vývoje dětí v raném věku, který jeho absence nebo zhoršení výrazně zpomalují. Zhoršení sluchu ovlivňuje nejen děti, ale i dospělé, kteří sami sebe kvůli tomuto handicapu vyčleňují ze společnosti. Moderní vyšetřovací metody dokáží celkem s velkou přesností určit diagnózu, na jejímž základě lékař stanovuje léčbu.

Mezi nejspolehlivější metody vyšetření sluchu patří tzv. audiometrické metody, jež jsou dnes široce využívány v klinických zařízeních. Jedním ze základních vyšetření je tónová audiometrie, která je založena na zvukové stimulaci sledovaného subjektu a jeho reakci na předložené podněty. Cílem tónové audiometrie je nalezení tzv. prahu percepce, jakožto nejmenší hodnoty intenzity podnětu, kterou je vyšetřovaný schopen zaznamenat a adekvátně na něj reagovat. Metody, které se zabývají nalezením prahu slyšení, se nazývají prahové. Mimo ně existují ještě metody nadprahové, které však na jejich provedení vyžadují předchozí vyšetření. Příkladem nadprahových metod je Fowlerův test, Bekésyho zkouška nebo SISI test.

Tato práce se zabývá aplikací speciálního naprahového testu z oblasti *GAP detection* testů. Realizace tohoto vyšetření spočívá ve vytvoření podnětu o určité intenzitě nad prahem percepce a náhodném umístění poklesu intenzity mezi jeho začátek a konec. Reakce pacienta na tento pokles je individuální a závisí na velikosti rozdílu intenzit signálů a délce trvání poklesu. Vyšetření spadá do subjektivní audiometrie, kdy je výsledek testu závislý na odezvě subjektu. Negativní odezva znamená, že pokles nebyl registrován, pozitivní opak. Výsledkem testů je nalezení prahu registrace poklesu s velikostí a šířkou jakožto parametry poklesu. Tyto parametry nás informují o míře poškození přenosových drah v mozku.

Práce je rozdělena do šesti kapitol. Cíl práce je formulován jako navržení a sestavení řešení úlohy řízení automatického vyšetření sluchu metodou měření citlivosti sluchu na pokles intenzity podnětu při tónové audiometrii. V kapitole 2 se věnují anatomii a fyziologii lidského ucha, ve 3. kapitole jsou potom nastíněny základní akustické vlastnosti. Teoretická část poté pokračuje kapitolou 4, nastiňující poruchy sluchu a popisy problematiky prahových a nadprahových vyšetřovacích metod na stanovení jejich diagnózy. Praktická část je rozdělena do kapitol 5 a 6. V první z nich je rozebrán stručný popis možných řešení, poté následuje detailní popis vybraného řešení a jeho implementace. Druhá část se zabývá testováním výsledného řešení. Její součástí jsou výsledky měření.

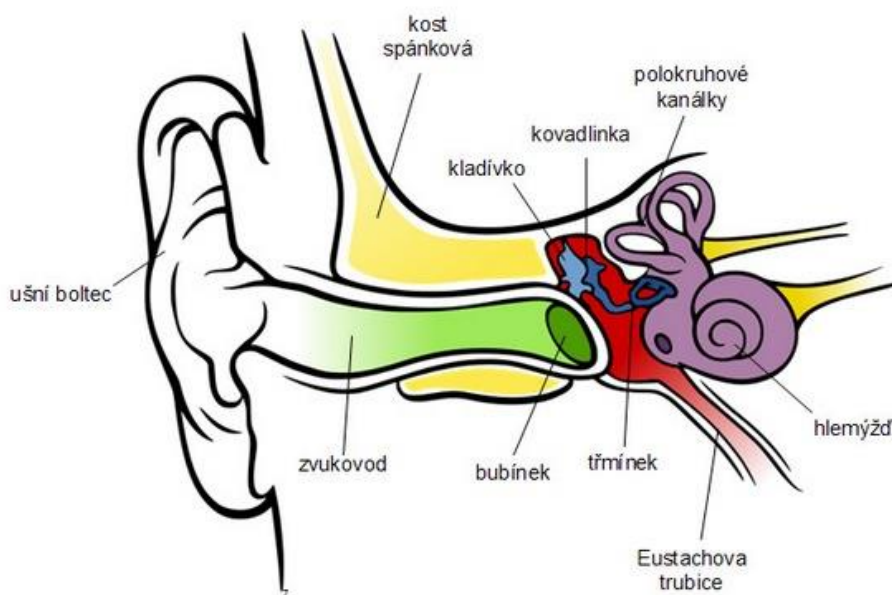
2 Anatomie a fyziologie ucha

Sluchovým orgánem je míněno seskupení všech struktur v lidském organismu podílejících se na slyšení (obrázek 2.1). Organizačně se dělí na dvě části – část periferní a centrální. Periferní část se ještě dále dělí na zevní ucho, střední ucho a vnitřní ucho.

2.1 Zevní ucho

Zevní ucho zahrnuje boltec a zevní zvukovod. Boltec je tvořen elastickou chrupavčitou tkání ve tvaru mělkého trychtýře. Tento tvar může mít mnoho variací, nemá však na slyšení člověka žádný efekt.

Zvukovod je úzká trubička s průměrem cca 4-8 mm napojená na ušní boltec. Od boltce pokračuje směrem ke středoušní dutině a je zakončena bubínkem. U dospělých lidí je zvukovod asi 3 cm dlouhý a bývá různě zakřivený. Zevní část je stejně jako u boltce vystlaná pokožkou s chrupavčítým podkladem oproti střední části, jenž je kostěná. Bubínek je předělem mezi zevním a středním uchem. Jedná se o tenkou, pružnou membránu kruhovitěho tvaru o průměru zhruba 9 mm a šířce 1 mm. Má 3 vrstvy: vnější představuje jednovrstvý epitel, který je plynulým pokračováním pokožky zevního zvukovodu. Střední, vazivová vrstva, je uspořádána jedna cirkulárně a také paprscitě z vláken. Vnitřní vrstva je zase plynulým přechodem na středoušní slizniční výstelku. Zevní ucho zachytává vlnění přenášené a zesílené bubínkem na kostní rozhraní dále do středního ucha. Kostní vedení zlepšuje sluchovou ostrost o 10-20 dB [1, 2].



Obr. 2.1 Sluchové ústrojí [14]

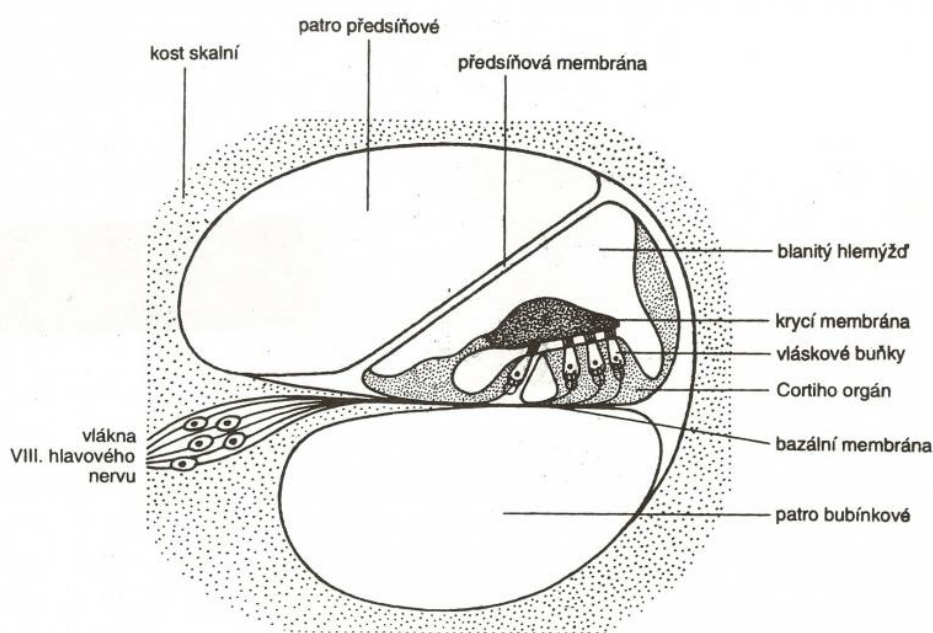
2.2 Střední ucho

Střední ucho je soustavou dutin. Dutina bubínková obsahuje sluchové kůstky, což jsou 3 navzájem spojené kůstky. Kladívko je jednou stranou přirostlé k bláně bubínku a druhou stranou se pevným kloubem dotýká kovádlinky. Ta už poněkud volnějším kloubem naléhá na třmínek. Třmínek volně leží na blance labyrintu a je hranicí mezi středním a vnitřním uchem. Sluchové kůstky převádí chvění bubínku na zvuk šířený tekutinou perilymfy. Dutina středoušní je spojena s nosohltanem Eustachovou trubicí. Toto spojení slouží k vyrovnávání tlaků. Středoušní dutina je napojena na systém dutinek v bradavčitém výčnělku [2].

2.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho je systém chodbiček nacházejících se v kosti skalní. Bývá také nazýváno labyrint. Skládá se ze dvou částí: části sluchové a vestibulární. Sluchovou část představuje hlemýžď (cochlea), ve kterém jsou uloženy vlastní smyslové buňky. Hlemýžď je dvaapůlkrát srolovaný kanálek na konci zúžený do hrotu. V něm je ještě jeden, podobně stavěný blanitý hlemýžď, který má uvnitř tekutinu, tzv. perilymfu a od ní oddělené smyslové ústrojí (Cortiho orgán) [2].

Cortiho orgán obsahuje vlastní tekutinu (endolymfa) a dvě řady smyslových buněk umístěných na bazilární membráně (obrázek 2.2). Tyto buňky překlenuje tzv. tektoniální membrána do níž jsou zanořeny vlásky buněk. Pohybem tekutiny dochází i k pohybu vlásků a tím k jejich podráždění. Napojením vlásků na sluchový nerv je zajištěno spojení s kůrou mozkovou. Cortiho orgán obsahuje asi 224 000 receptorů buněk [1].



Obr. 2.2 Hlemýžď – zaměření na Cortiho orgán [15]

Ve vestibulární části vnitřního ucha se nachází 3 polokruhové kanálky a 2 váčky (obrázek 2.1). Zde je uloženo smyslové ústrojí pro rovnováhu. Část vestibulární a kochleární jsou spojeny.

2.4 Centrální část

Centrální část začíná jádry sluchových nervů pokračujících do mozkového kmene. Asi polovina těchto jader probíhá křížem k sluchovému centru druhého ucha a tím má veliký význam pro prostorové slyšení. Vzruch, putující do sluchového centra, prochází mimo jiné částí, kde jsou uloženy reflexní nepodmíněné spoje. Ty umožňují vznik reakcí na zvuky jako třeba úlek nebo mrknutí.

3 Fyzikální vlastnosti zvuku

Zvukem se nazývá takové kmitání pružného prostředí, které je zachytitelné lidským uchem. Zdrojem zvuku je kmitající těleso (například struna), které rozvlní okolní prostředí jako vzduch, či vodu. Vlna se šíří všemi směry. Sluchový orgán člověka je schopen vnímat jen určitou část tohoto vlnění. Rychlost šíření zvuku je konstantní a odpovídá struktuře nosiče. Ve vzduchu, kde se zvuk šíří nejčastěji, je 340 m za sekundu, ve vodě 1480 m za sekundu, v oceli 5000 m za sekundu. Ve vakuu se zvukové vlny šířit nemohou [3].

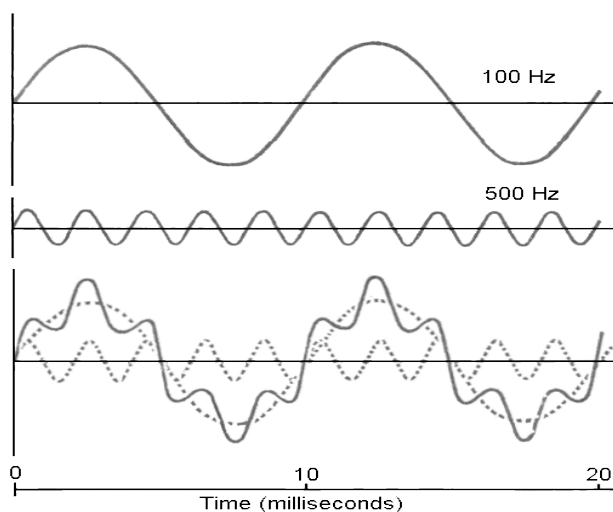
3.1 Frekvence

Vlnění, jež se pravidelně opakuje, vnímáme jako tón. Tóny rozeznáváme podle toho, jakou mají výšku. Výška je dána počtem kmitů za vteřinu [2]. Jeden kmit za vteřinu odpovídá jednotce 1 Hz (Hertz). Zdravé ucho mladého člověka rozpoznává frekvence v rozsahu 16 Hz až 20 000 Hz. Vše, co je pod touto hranicí se nazývá infrazvuk. Naopak vše co je nad touto hranicí se nazývá ultrazvuk. Tóny nízké frekvence vnímá člověk jako hluboké, naopak u vyššího kmitočtu jako pískavé. Oblast lidské řeči se nachází běžně v intervalu 500 – 2000 Hz [3].

3.2 Barva tónu

Barva je vlastnost zvuku, díky které rozeznáme od sebe například různé hudební nástroje hrající stejný tón. Jedná se vlastně o složení (harmonických) frekvencí charakteristických pro různé zdroje zvuku se stejnou základní frekvencí (obrázek 3.1). Samotný tzv. čistý tón jakožto samostatné sinusové vlnění se v běžném životě obvykle nevyskytuje [1].

Široké pásmo frekvencí o podobné amplitudě vydává „bílý“ šum [1].



Obrázek 3.1 Čistý a složený tón [16]

3.3 Intenzita zvuku

K rozkmitání nosného prostředí při šíření zvuku je třeba energie. Tuto energii získá vlnění z kmitajícího zdroje zvuku. Intenzita zvuku je právě tato energie procházející jednotkou plochy za sekundu a její jednotka je W/m^2 . Člověk se zdravým sluchem je schopen vnímat tón o intenzitě $1^{-12} W/m^2$ (což je rovno akustickému tlaku $2 \cdot 10^{-5}$ Pa) až zhruba $100 W/m^2$ na frekvenci 1000 Hz. Nejmenší slyšitelná intenzita se nazývá práh sluchu, nejvyšší snesitelný zase jako práh bolesti. Jelikož je takový rozsah příliš veliký, bylo stanoveno měření intenzity v logaritmické stupnici v jednotkách zvané decibely [3, 2].

3.4 Hladina intenzity zvuku

Hladina intenzity zvuku udává intenzitu měřeného zvuku v porovnání s intenzitou základní vztažné jednotky. Je udávána jako desetinásobek logaritmu poměru intenzity zvuku k základní intenzitě. Převědeme-li intenzitu na akustický tlak, dostaneme hladinu akustického tlaku (SPL), který je roven poměru tlaku vyššího p_x a základního p_0 [1, 3].

$$SPL = 20 \text{ Log}(p_x/p_0). \quad (3.1)$$

V praxi to znamená, že zvýšení tlaku o deseti násobek je roven 20 dB a zvýšení 1000x odpovídá 60 dB [1]. Tabulka 3.1 zobrazuje velikosti intenzity zvuků v běžném životě.

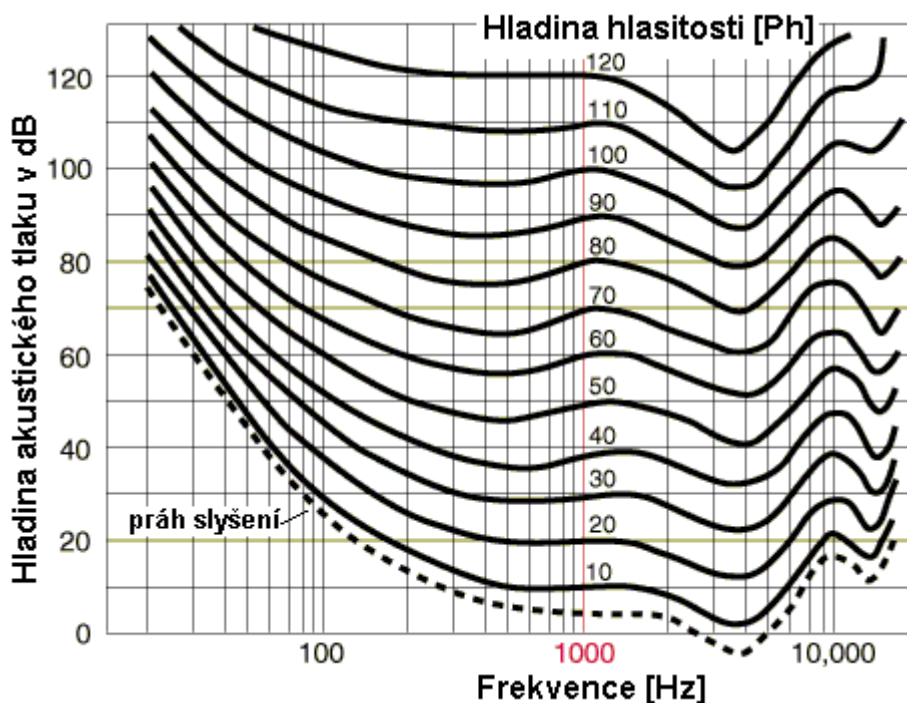
3.5 Hladiny hlasitosti

Subjektivně slyšíme dva zvuky s rozdílnou frekvencí ale stejným akustickým tlakem různě hlasitě. Například tón o frekvenci 40 Hz slyšíme stejně hlasitě jako tón o frekvenci 1000 Hz, ale až když jeho akustický tlak zvýšíme o 40 dB. Lidský sluch je nejvíce citlivý na frekvence mezi 1000 – 4000 Hz. Směrem na obě strany tohoto intervalu je potřeba několikanásobně vyššího tlaku k docílení stejné hlasitosti. Jednotka subjektivní hlasitosti je 1 fón a její stupnice odpovídá decibelové stupnici při 1000 Hz (obrázek 3.2). Akustický práh je jeden izofón, který odpovídá 4 fónům. Práh bolesti je stanoven na 130 fónů. Na základě těchto poznatků lze sestavit diagram hlasitostí při jednotlivých frekvencích [1, 2].

| | |
|------------------------------------|--------|
| práh sluchu | 0 dB |
| šepot | 20 dB |
| tiše hrající rádio | 40 dB |
| konverzační řeč | 60 dB |
| hlasitá řeč | 80 dB |
| pneumatické kladivo (práh bolesti) | 130 dB |

Tab. 3.1 Hladiny akustického tlaku

Rovněž jako subjektivní jednotka byla vytvořena hlasitost (son). Její stupnice opět znázorňuje, kolikrát se jeví hlasitější nebo tišší zvuk o stejné frekvenci vzhledem ke zvuku o frekvenci 1000 Hz a 40 fónech (= 1 son). 2 sony znamenají dvojnásobnou hlasitost, 0,5 sonu poloviční.



Obrázek 3.2 Akustický tlak, hlasitost [17]

4 Vyšetřovací metody

4.1 Poruchy a vady sluchu

Poškození sluchu všeobecně dělíme na poruchy a vady. Jako porucha se označuje dočasná nedoslýchavost, kterou lze napravit. Sluchová vada je naopak trvalá a neléčitelná.

Sluch se také rozděluje na 3 kategorie:

- Normální sluch
- Nedoslýchavost
- Hluchota

4.1.1 Normální sluch

Člověk nemá komunikační potíže a při audiometrickém vyšetření sluchový práh na žádné vyšetřované frekvenci nepřekračuje hladinu intenzity 20 dB. Vše nad tuto hladinu se označuje jako porucha, či vada [4].

4.1.2 Nedoslýchavost

- **Převodní** – Příčinami převodních poruch jsou fyziologické změny ve středním uchu nebo vnějším zvukovodu. Většinou se jedná o porušení nitroušního tlaku, srůst nebo naopak oddělení převodních kůstek. U vnějšího ucha se může jednat například o ucpání předmětem, zúžení zvukovodu nebo protržení bubínku. Zkrátka se jedná o poruchu částí ucha podílejících se na převodu zvuku [4]. Převodní nedoslýchavost může být jednostranná nebo oboustranná.
- **Percepční** – Jde o poruchu buď ve vnitřním uchu, nebo ve sluchovém nervu. Zvukový signál není přeměněn na nervový vzruch či nedochází ke správnému vedení nervových impulzů do mozku. Percepční nedoslýchavost vzniká jako **nitroušní** - postižení sluchových buněk vnitřního ucha v hlemýždi či **porucha či vada sluchových drah** - poškozen je nervový spoj mezi vnitřním uchem a sluchovou kůrou mozkovou nebo je poškozeno **centrální** sluchové centrum v mozku. I zde poruchu dělíme na jednostrannou a oboustrannou. [2, 4].
- **Smíšená** – Kombinace výše jmenovaných poruch.

4.1.3 Hluchota

Hluchota je stav, kdy chybí schopnost vnímat zvukové informace. Dělí se na:

- **Praktická hluchota** - Člověk reaguje na velmi silné akustické podněty bez schopnosti tyto podněty rozlišit [4].
- **Totální hluchota** - Zde již testovaný nereaguje na žádný zvukový podnět.
- **Psychogenní hluchota** - Zvláštní syndrom, jehož hlavním příznakem je scházející nebo nepravidelná, popřípadě deformovaná reakce na zvuk, přestože je sluchový orgán organicky nepoškozený [4].

4.1.4 Stupně postižení sluchu

- 1) Lehká nedoslýchavost (20 – 40 dB)
- 2) Středně těžká nedoslýchavost (40 – 60 dB)
- 3) Těžká nedoslýchavost (61 – 80 dB)
- 4) Praktická hluchota (nad 81 dB)
- 5) Úplná hluchota při žádném zvukovém vjemu

4.2 Vyšetřování sluchové funkce

K vyšetření sluchu obvykle lékař přistupuje vzhledem k věku a typu poruchy. Běžně se používá vyšetření řečí, ladičkovými zkouškami a konvenční audiometrií. Dnes se také běžně k vyšetření používá tympanometrie a objektivní audiometrie. U malých dětí se využívá hlavně otoakustických emisí.

4.2.1 Vyšetření řečí

Vyšetření se provádí jak hlasitou řečí, tak šeptem. Umožňuje do jisté míry rychlou orientaci o stupni a typu sluchové poruchy. Vyšetřuje se každé ucho zvlášť. Začíná se šeptem, kdy pacient sedí nebo stojí stranou k vyšetřujícímu a opakuje šeptaná slova. Druhé ucho má pacient ucpané. Po ozkoušení obou uší se přechází na hlasitou řeč. Nevyšetřované ucho musí být dokonale maskované, aby nedocházelo k přeslechu. Slovník zkoušky musí obsahovat variabilní slova s různými hláskami a různým významem. Slovník je postaven tak, aby slova obsahovala hluboké i vysoké frekvence. Například samohlásky **a, o, u** pro hlubší a **e, i** pro vyšší frekvence. Dbá se také na podobně znějící slova [2].

Zkouška se provádí ve větších místnostech, kde vyšetřující může pacienta testovat na různé vzdálenosti až do 10 metrů. Slyší-li všechna slova na 6 metrů šeptem a na 10 hlasitou řečí, jedná se o zdravý sluch.

4.2.2 Zkouška ladičkami

Existují 3 ladičky na vyšetření sluchu ladičkami. Využívá se to, že každá ladička má přesně danou frekvenci. Lze jimi do jisté míry určit, o kterou poruchu se jedná (percepční, převodní, smíšená).

1. Weberova zkouška

Nazvučenou ladičku přiložíme patkou na střední rovinu hlavy a ptáme se, zdali a kde pacient tón slyší. Obvykle se využívá ladiček s frekvencí 250 nebo 500 Hz. Tato zkouška srovnává vzdušné a kostní vedení. Zdravý člověk by měl slyšet ladičku uprostřed hlavy [6].

2. Rinného zkouška

Rozezvučená ladička se přikládá na mastoidní výčnělek a ptáme se, kdy člověk přestal zvuk slyšet. Poté se ladička přikládá před boltec. Slyší-li vyšetřovaný tón déle, značíme Ri+ (Rinné pozitivní). Obráceně Ri- (Rinné negativní). U zdravého člověka značíme Ri+ [2, 6].

3. Swabachova zkouška

Jedná se o srovnání sluchu vyšetřovaného a vyšetřujícího, přičemž se počítá s tím, že má vyšetřující zdravý sluch. Rozeznělá ladička se přiloží patkou na pacientův processus mastoideus. Po skončení sluchového vjemu pacienta, si ji vyšetřující přiloží na svůj processus mastoideus. Slyší-li pacient ladičku déle, má Schwabacha prodlouženého. Je-li tomu naopak, jedná se o zkráceného Schwabacha [6].

4.2.3 Audiometrické vyšetřovací metody

Audiometrie se v zásadě liší od klasických metod tím, že podněty, pouštěné do ucha pacienta, kterými je sluchový orgán pacienta stimulován, mají přesně definované parametry [9]. Audiometrické metody lze rozdělit podle řady kritérií na kategorie.

Podle objektivity vyšetření:

- **Subjektivní audiometrie** – vyšetřující osoba je odkázána na subjektivní vyhodnocení podnětu a signalizaci vyšetřovanou osobou; vyšetření tedy předpokládá spolupráci vyšetřované osoby, která může výsledky vyšetření svým hodnocením v určitých mezích ovlivnit;
- **Objektivní audiometrie** – u těchto metod nemůže vyšetřovaná osoba výsledky vyšetření ovlivnit; do této kategorie vyšetření patří např. vyšetření odezvy mozku na definované akustické podněty (analýza evokovaných potenciálů), vyšetření středoušní impedance (tympnologie), metoda vyšetření otoakustických emisí.

Podle typu podnětu použitého pro stimulaci:

- **Tónová audiometrie** – hledání prahu percepce SPL [dB] při stimulaci čistým harmonickým tónem pro definovanou frekvenci¹ [Hz] (běžně používané frekvence: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz; používaná intenzita podnětu SPL: -10 až +100 dB, krok Δ SPL = 5 dB);
- **Slovní audiometrie** – hledání prahu percepce SPL [dB], kdy člověk ještě slyší a rozumí předkládaným sadám slov o definované intenzitě.

Podle vedení zvuku, kterým je vyšetření prováděno:

- **Vzdušným vedením** – zvuk je přiváděn do sluchového ústrojí pacienta zvukovodem; zdrojem akustického podnětu jsou sluchátka.
- **Kostním vedením** – při tomto vyšetření je zdrojem akustického podnětu kostní vibrátor, který se umísťuje na planum mastoideum [9].

Podle vztahu k objektivní hodnotě prahu percepce:

- **Prahové testy** – vyšetřovací metody, které slouží k zjištění odhadu prahu percepce; použitým typem podnětu pro stimulaci se stanoví nejmenší intenzita podnětu, na kterou vyšetřovaná osoba ještě reaguje (subjektivně nebo objektivně, tón nebo slovo).
- **Nadprahové testy** – tyto testy jsou nadstavbou prahových testů; realizují se tak, že se k odhadu prahu percepce přidává definovaná intenzita podnětu; nadprahové testy podávají důležitou informaci o slyšení pacienta v běžném životě a dokáží přesněji identifikovat typ sluchové vady.

Objektivita audiometrických vyšetřovacích metod se v některých případech doplňuje použitím maskování nevyšetřovaného ucha. Toto maskování je potřeba v případech, je na vyšetřovaném uchu větší ztráta než na uchu druhém. Maskování se provádí obvykle šumem s definovanými parametry.

4.3 Subjektivní audiometrie

Jak bylo uvedeno v kap. 4.2.3, subjektivní audiometrie vychází z toho, že se vyšetřovaná osoba aktivně podílí na výsledku vyšetření tím, že si vjem akustického podnětu uvědomí, vyhodnotí a rozhodne o tom, zda informaci o existenci tohoto vjemu sdělí vyšetřující osobě. K tomu použije domluvenou signalizaci (stisk patientského tlačítka) nebo opakováním slov.

4.3.1 Tónová audiometrie

Tónová audiometrie je typ subjektivního vyšetření prahu sluchu čistými harmonickými tóny. Tyto tóny se frekvenčně pohybují v rozsahu 125 Hz – 8000 Hz. Generovaný tón se šíří vzdušným nebo kostním vedením do sluchového ústrojí vyšetřo-

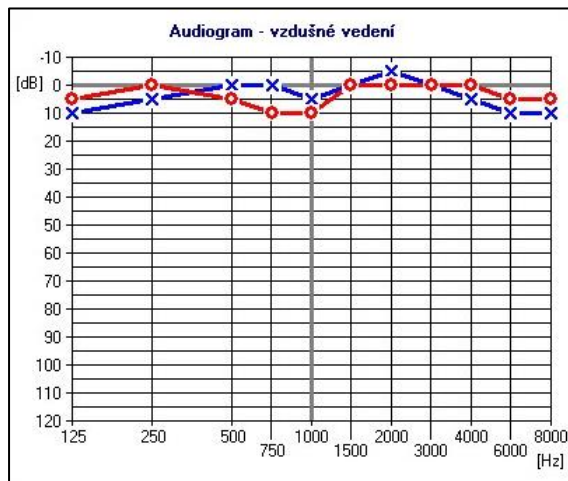
¹ Kromě tónové audiometrie pro rozsah frekvencí 125–8000 Hz se používá také tzv. vysokofrekvenční audiometrie [20]

vaného. Odhad hodnoty sluchového prahu je definována jako nejmenší intenzita, kterou pacient při opakovaném měření slyší alespoň v polovině případů. Přístroj (audiometr) je konstruován tak, že práh slyšení normálně slyšících osob má hodnotu 0 dB pro všechny měřené frekvence. Grafickým zobrazením výsledku audiometrického měření je audiogram [2, 8].

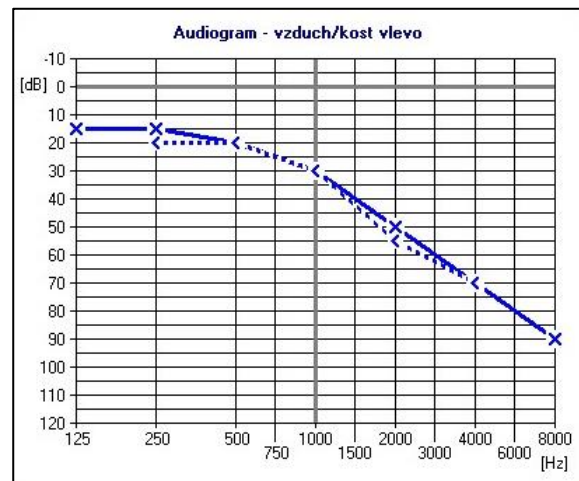
Audiogram

Audiogram je graf závislosti intenzity podnětu SPL (v rozsahu -10 až 100 dB) na frekvenci podnětu [Hz]. Jeho zápis lze provádět dvěma způsoby. Buď zaznamenáme hladinu intenzity tónu, který vyšetřovaný slyšel, anebo zaznamenáme hodnotu v dB, o kterou je třeba tón zesílit nebo zeslabit oproti normálnímu sluchovému prahu. V prvním případě se mluví o absolutním audiogramu, ve druhém o relativním audiogramu. V absolutním diagramu je na vertikální ose vynesena skutečná intenzita pro každou frekvenci. Lidské ucho je ale různě citlivé na jednotlivé frekvence. Výsledným absolutním audiogramem je tedy křivka, která má svůj vrchol kolem 2000 – 3000 Hz. Na audiogramu vyšetřovaného musí být ještě vyznačena křivka zdravého referenčního ucha. U relativního audiogramu (obrázek 4.1) je sluchový práh napřímen. Nula tedy značí práh normálního sluchu ve všech frekvencích. Dnes už se již zpravidla používá jen relativní audiogram [9].

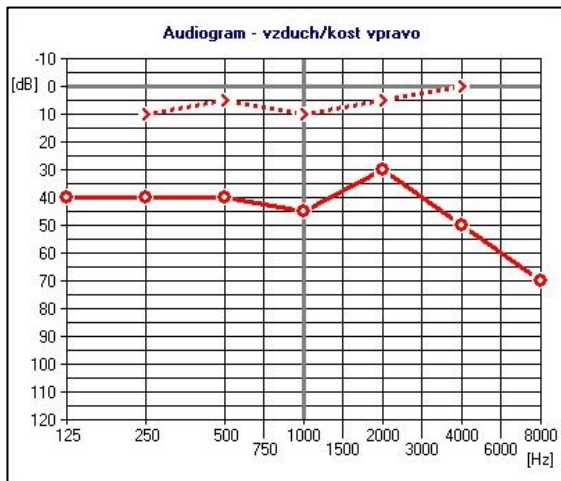
Pro zápis audiometrického vyšetření vzdušného vedení se používá značení křížkem pro levé ucho a kolečkem pro pravé ucho. U kostního vedení se uvádí čtverec pro levé a trojúhelník pro pravé ucho.



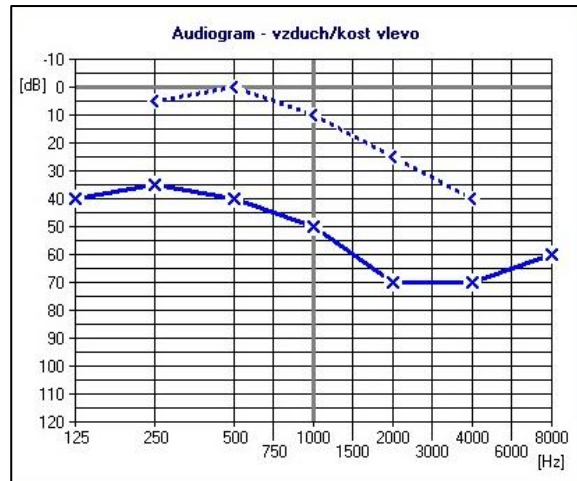
a)



b)



c)



d)

Obrázek 4.1 Audiogram

- a) normální sluch vzduch vlevo/vpravo
- b) percepční vada vlevo
- c) převodní vada vpravo
- d) kombinovaná vada vlevo

U vyšetřování kostního vedení se měření provádí pouze ve frekvenčním rozsahu 250 – 4000 Hz. Pro vyšší a nižší frekvence není již měření spolehlivé [9].

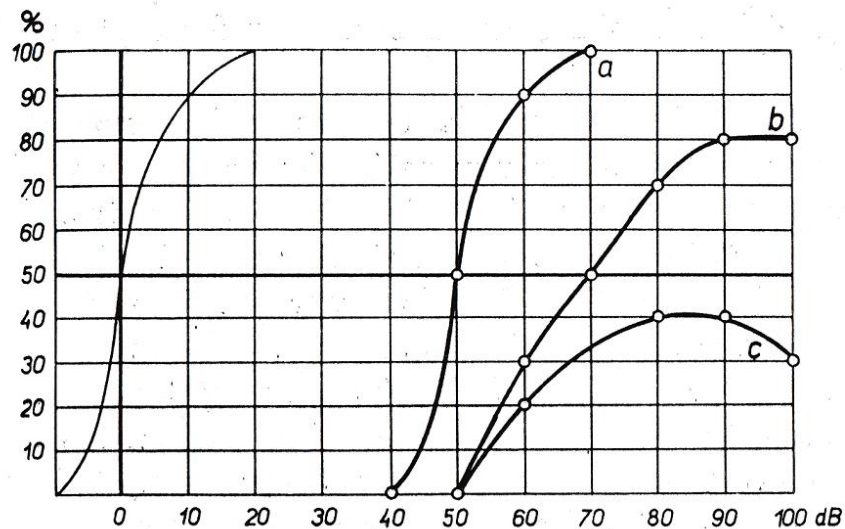
4.3.2 Slovní audiometrie

Vyšetřování sluchu čistými tóny nebo šumy nás neinformuje o stavu sluchu tak, jak ho v běžném životě používáme. Důležitou podmínkou slyšení je totiž rozumění řeči. Vyšetření řeči, jak bylo uvedeno výše, není moc objektivní, protože není stanovena hlasitost předřikávaných slov. Člověk má tendenci zvyšovat hlas ve větší místnosti a snižovat naopak v malé místnosti. Proměnlivá hlasitost předřikání také souvisí se vzdáleností od pacienta. Právě proto byla vyvinuta slovní audiometrie s nastavitelnou hlasitostí všech testovacích slov. Slova jsou vybírána tak, aby statisticky pokryla běžnou řeč [9].

Vyšetřovací slovní sestava se skládá z deseti skupin po deseti slovech. Slovní audiometrii předchází tónová audiometrie na nalezení prahu slyšení. Průměrný práh z frekvencí 500 – 2000 Hz zvedneme o 10 dB. V této intenzitě začínáme vyšetřovat jedno ucho slovy jedné skupiny. Mezi jednotlivými skupinami navyšujeme intenzitu o 10 dB. Úspěšnost rozumění zaznamenáváme v %. Jakmile vyšetřovaný dosáhne 100%, vyšetření začíná od začátku v druhém uchu. Provádí se jak pro vzdušné, tak pro kostní vedení [2].

U převodní poruchy nedochází k postižení schopnosti rozumět řeči, jen vlastní sluchové vnímání je posunuto do vyšších intenzit (obrázek 4.3 a). Křivka srozumitelnosti zachovává tvar i sklon. U percepční nedoslýchavosti je vnímání řeči vždy větší nebo menší měrou postiženo. Pacient potřebuje vyšší zesílení k odpovídajícímu

rozumění, což se projeví křivkou jen pozvolna vzrůstající. V těžkých případech dosáhneme 100%, neboť se u těchto případů s další zesílením dokonce srozumitelnost zmenšuje (obrázek 4.2 b, c) [9].



Obrázek 4.2 – Slovní audiogram - poruchy převodní (a) a percepční (b, c) [9]

4.3.3 Maskování podnětu

Bylo zjištěno, při vyšetřování nemocného ucha u jednostranné hluchoty, že při intenzitě 45 – 60 dB nad prahem zdravého ucha, pacient začíná slyšet zvuk nevyšetřovaným uchem. Jedná se o tzv. přeslech. Přeslech může nastávat při různých intenzitách v závislosti na frekvenci. Pro pacienty, kteří trpí asymetrickou nedoslýchavostí s rozdílem prahů nejméně o 50 dB, se tedy musí audiometrické vyšetření upravit. Nejčastěji se tak činí maskováním nevyšetřovaného ucha širokopásmovým nebo úzkopásmovým šumem [2].

Maskovací šum se do nevyšetřovaného ucha zavádí s intenzitou o 40 dB nižší, než je předpokládaný práh pro každou frekvenci. Po naměření prahu se intenzita šumu zvýší o cca 5 – 10 dB a vyšetření se opakuje. Je-li nalezen nižší práh, intenzita šumu se opět navyšuje [9].

4.4 Objektivní audiometrie

4.4.1 Vyšetření pomocí evokovaných potenciálů

Tento typ vyšetření využívá přístroje elektroencefalograf (EEG) na sledování nervových drah v mozku. Zde se konkrétně využívá toho, že lidský mozek reaguje jakýmsi signálem, že něco zaslechl. Těmito signálům se říká evokované potenciály. Mezi běžnou mozkovou aktivitou nejsou tyto potenciály běžně vidět kvůli malé voltáži. Proto se zde využívá tzv. průměrování signálu, kdy je náhodná mozková aktivita téměř potlačena a opakující-se vlny (přiřazené konkrétnímu evokovanému potenciálu) se naopak zvýrazní. Měřením potenciálů v různých oblastech lze sledovat, kde přesně nastalo přerušení nebo naopak eliminovat simulanty.

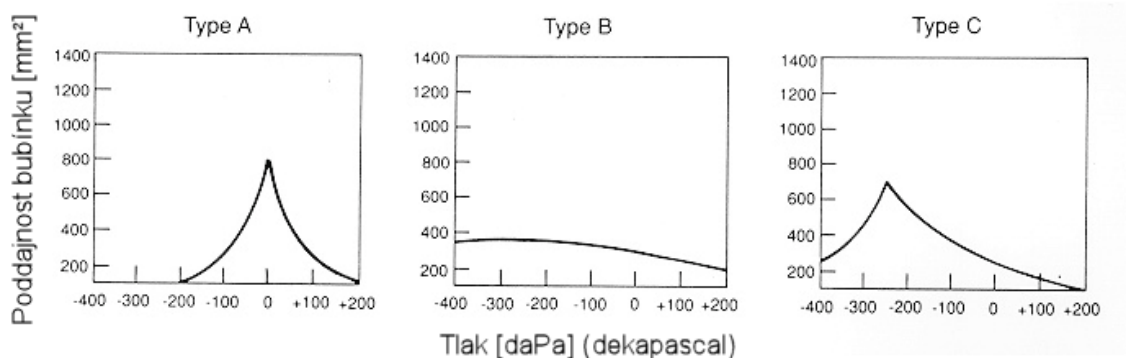
- ECoG – elektrokochleografie – vyšetření evokovaných odpovědí hlemýžďe
- BERA – vyšetření evokovaných odpovědí mozkového kmene
- CERA – vyšetření evokovaných odpovědí mozkové kůry

Latence sluchové dráhy:

Bubínek → vláskové buňky (za 1 ms) → sluchový nerv (0 - 5ms) → sluchová jádra v prodloužené míše → mozkový kmen (2 - 12ms) → podkorové oblasti → mozková kůra (50 - 600ms - ovlivněno Stavem bdělosti ve spánku jsou latence až 2x delší) [6].

4.4.2 Tympanometrie

Tympanometrie je metoda k vyšetření středoušní impedance a částečně sleduje i pohyblivost středoušních kůstek. Nejdůležitější sledovanou komponentou je poddajnost bubínku (kompliance). Tato compliance je proměnlivá a závislá na tlaku vzduchu ve zvukovodu. Proto při vyšetření musí být zvukovod utěsněn. Převodní ústrojí je nejpoddajnější, když tlak ve středouší je stejný jako ve zvukovodu (impedance je nejmenší). Impedance je závislá na rozdílu tlaku ve zvukovodu a středoušním. Čím větší impedance je, tím menší je poddajnost bubínku. Tympanometrickou křivku (obrázek 4.3) tedy zaznamenáme změnami tlaků ve zvukovodu. Výška křivky udává poddajnost převodního ústrojí. Její vrchol ukazuje, ve kterém tlaku je ústrojí nejpoddajnější a její tvar (a ostrost vrcholu) udává poměr průměrné poddajnosti měřené při tlaku +50 mm a -50 mm vodního sloupce [6].



Obrázek 4.3 Křivky tympanometrie podle typu vady [11]

4.4.3 Otoakustické emise

Jedná se o slabé zvukové signály vznikající v Cortiho orgánu, které jsou detekovány mikrofonem zasunutým do zvukovodu. Tyto emise mohou být buď spontánní anebo jako odpověď na akustický podnět. Jsou objektivním záznamem funkce kochley a svědčí pro normální funkci středního ucha. U špatného výsledku není metoda dostatečná k určení diagnostiky. Vyšetření se provádí většinou jen u dětí krátce po porodu [6].

4.5 Speciální audiometrické vyšetřovací metody

Tónový audiogram nám dává základní informaci o ostrosti sluchu v celém frekvenčním pásmu, ale také o stupni poruchy v určité frekvenční oblasti. Zjištěním posunu sluchového prahu pro kostní a vzdušné vedení umožňuje činit některé diagnostické závěry. Je možno odlišit převodní poruchu od percepční, není však možné podle tohoto rozpoznat, jedná-li se o poruchu kochleární či superkochleární. I kvůli tomu byly zavedeny tzv. nadprahové testy [9].

U vyšetření prahu slyšení vyšetřovaný jednoduše hlásí, zdali zvuk slyší nebo neslyší. U nadprahového vyšetřování navíc pacient hodnotí jeho hlasitost, popřípadě ji srovnává s hlasitostí druhého tónu. Tyto testy jsou pro posouzení sluchu velice důležité, protože řeč i ostatní signální zvuky slyšíme s hlasitostí větší, než prahovou, kdežto s prahovými zvuky se většinou ani nesetkáme [9].

4.5.1 Fowlerova zkouška

Fowlerův test se používá při jednostranné nedoslýchavosti. Je to zatím nepřesnější a nejčastěji užívaný test při této vadě. Podstata této zkoušky tkví v porovnání hlasitosti tónu mezi zdravým a vyšetřovaným uchem. Nejprve je zjištěn sluchový práh, poté si vybereme frekvenci, na které začneme provádět Fowlerův test a zavedeme do normálně slyšícího ucha tón o intenzitě 20 dB nad prahem. Vyšetřovanému vysvětlíme, že má hlásit, kdy uslyší tón, aniž by dokázal určit stranu, odkud zní (uslyší ho uprostřed hlavy). Hodnotu zaznamenáme a intenzitu v nevyšetřovaném uchu navýšíme o 10 dB a test opakujeme. Měřením pro další frekvence získáme audiogram, z něhož je možné odhalit vadu [9].

4.5.2 Regerova zkouška

Regerova metoda je vcelku velice podobný Fowlerově. Rozdíl je však v tom, že vyšetřovaný srovnává hlasitosti různých 2 tónů, které jsou mu však pouštěny jeden po druhém do stejného ucha. Této zkoušky se využívá u poruch, kde pacient některé frekvence slyší dokonale a u jiných má veliký útlum (20-30 dB). Zkouška se využívá při symetrické percepční nedoslýchavosti.

4.5.3 SISI test

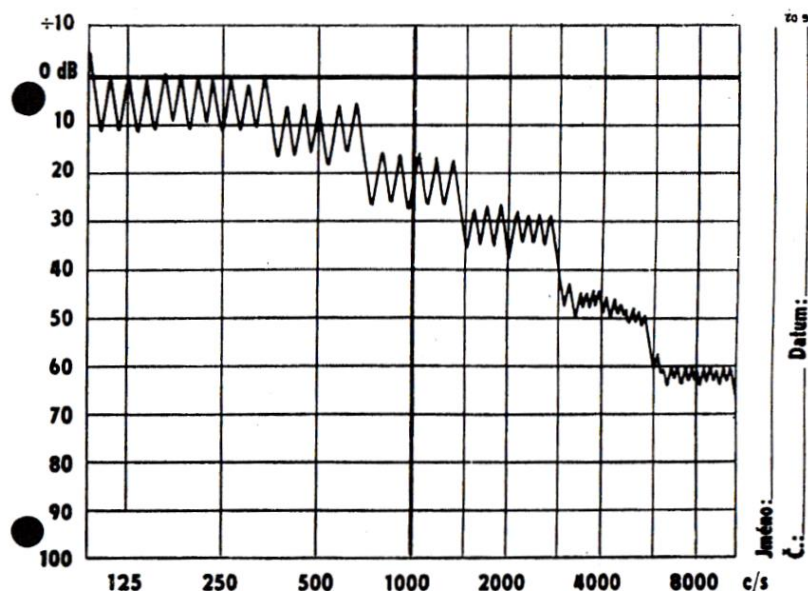
Jedná se o test citlivosti na chvilkový přírůstek intenzity. Tento test se nejčastěji používá v diferencionální diagnostice superkochleární léze a ukazuje, kolik ze dvaceti nárůstkových impulzů dokáže pacient během vyšetření postřehnout [9].

Provedení testu spočívá v tom, že se k prahu vyšetřovaného ucha přidá 20 dB a každých 5 vteřin se tato intenzita zvýší o 1 dB na dobu 200 ms. Počítá se procentuální úspěšnost zachycení těchto nárůstků. Každý správně označený nárůstek intenzity ohodnotíme 5%. Je-li vyhodnocení testu 0-20%, jedná se o retrokochleární vadu. 80-100% odpovídá vadě kochleární. Vše mezi těmito hranicemi odpovídá normálnímu sluchu. Vyšetření se provádí na frekvencích 500, 1000, 2000 a 4000 Hz [2, 9].

4.5.4 Békesyho zkouška

U této vyšetřovací metody nepotřebujeme předem znát práh slyšení, protože ho touto zkouškou mimo jiné zjistíme. Zkouška se používá ke zjištění tzv. „Diference Limen“ (DLI), což je nejmenší postřehnutelná změna intenzity a ta je závislá na rychlosti, jakou narůstá nadprahová hlasitost. K vyšetření potřebujeme speciální přístroj, který umí plynule měnit kmitočet a intenzitu.

Do ucha pacienta se přivede tón se vzrůstající intenzitou. Jakmile ho pacient slyší, zmáčkne tlačítko a drží. V tom okamžiku intenzita tónu začne klesat, dokud pacient tlačítko nepustí (Vyšetřovaný přestal slyšet tón). Pak intenzita začne zase stoupat. Výsledkem je Békesyho audiogram (obrázek 4.4). U normálního sluchu nebo u převodní nedoslýchavosti jsou oscilace vysoké (10 a více dB), naopak u intrako-chleární nedoslýchavosti ucho rozlišuje již skoky 2 dB a oscilace jsou nízké [9].



Obrázek 4.4 - Békesyho audiogram poruchy vláskových buněk [9]

4.5.5 Lüsher-Zwislockiho test

Oproti Békesyho zkoušce se zde provádí vyšetřování nadprahového DLI. Tento test také zjišťuje, jestli pacient trpí kochleární vadou. A to tak, že se do sluchátek zavádí jak stálý tón s intenzitou 40dB nad prahem slyšení, tak tón kolísavý. Intenzitu tohoto tónu měníme 2-3krát za vteřinu. Vyšetřovaný nám signalizuje, jestli slyší rovný tón nebo kolísavý, případně jak moc tón kolísá. Člověk s normálním sluchem bude rozpoznávat kolísání od nějakých 3-5 dB, zatímco člověk s kochleární vadou dokáže rozlišit i změnu v desetinách decibelu. Využívá se hlavně toho, že čím je vyšší intenzita tónu, tím se rozdíl u normálního sluchu ztrácí. Výsledky velikosti DLI se vyjadřují buď v dB, nebo v %, které udávají poměr mezi velikostí změny akustického tlaku a původním akustickým tlakem. Je-li práh slyšení pacienta vyso-

ký (třeba 70 dB), je nutné někdy hodnotu nad prahem regulovat, protože přístroje již nejsou schopné tak hlasitý, čistý zvuk vygenerovat.

4.5.6 Detekce poklesu intenzity

Jako metody detekce poklesu intenzity zvuku se dají označit metody pro zjišťování poruch slyšení a to konkrétně ve sluchové dráze v prodloužené míše. Mezi těmito metodami převažuje test na rozpoznávání mezer ve zvuku. Zkouška rozpoznávání mezer může být provedena několika způsoby, ale v podstatě potřebujeme vytvořit dva podněty (tón, kliknutí, širokopásový šum) o nějaké délce s proměnnou mezerou mezi nimi. Předmětem je zjistit délku této mezery, kdy jsou dva podněty slyšeny jako jeden nebo dva zvuky [31].

Práh, při kterém je mezera dostatečně široká, aby byla slyšitelná a člověk rozpoznal, že se jedná o dva zvuky, se nazývá "práh detekce mezery" (GDT). Výzkum vnímání řeči naznačuje, že by lidé měli být schopni slyšet přechody formantních frekvencí řeči v rozsahu 0 až 20 ms. Důsledkem tedy je, že prahové hodnoty detekce mezery větší než 20 milisekund jsou označeny jako abnormální a může být přítomna dočasná porucha zpracování. Čím je větší práh detekce mezery, např. až 300 ms, tím větší pravděpodobnost, že osoba bude mít potíže s rozlišováním řeči [31].

Random Gap Detection Test (RGDT)

Tato metoda si klade za cíl zjistit nejkratší interval (GDT) mezi dvěma tóny na frekvencích 500, 1000, 2000 a 4000 Hz. Velikost mezery mezi tóny je volena libovolně v rozsahu 0 – 40 ms, přesněji 0, 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 40 ms. Vyšetřovaný zdviženými prsty ukazuje, kolik tónů slyší. Zkouška se provádí na obou uších zároveň a předchází jí „zahřívací kolo“ na 1000 Hz [31].

Tento test má ještě rozšířenou variantu a to pro lidi, kteří nedokážou rozpoznat mezery mezi tóny o velikost 40 ms. Zkouška se poté provádí s mezerou velikosti 50 - 300ms. Označuje se RGDT-EXP [31]. U obou těchto variant se vypočítává průměrná zachycená mezera ze všech pásem.

Intenzitu podnětů nastavuje vyšetřující podle svého uvážení. Tyto testy probíhali často na dětech (5-12 let) s intenzitou podnětu 55 – 65 dBHL.

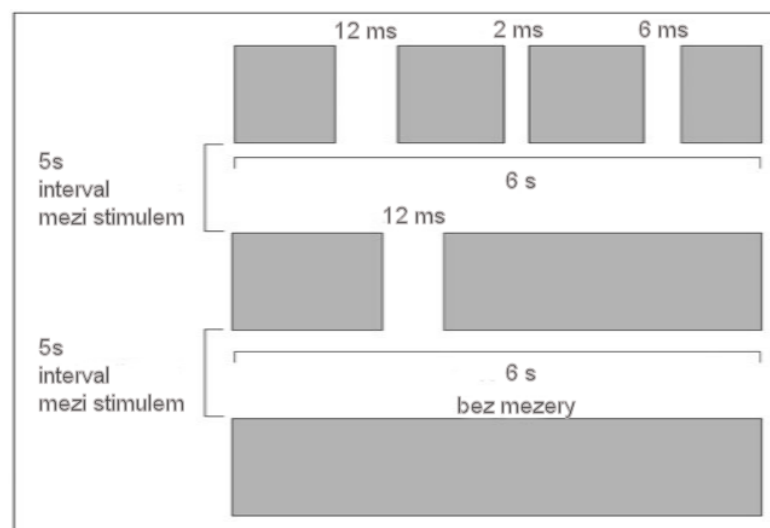
Gap in Noise (GIN)

Tato metoda vychází z tradičních klinických testů detekce poklesu intenzity signálu a má schopnost diagnostikovat lidi s centrálními sluchovými poruchami. Prakticky se jedná o úseky širokopásmového šumu, které obsahují několik (nebo taky žádnou) různě velikých mezer. Tyto úseky jsou asi 6 sekund dlouhé a mezery v nich se pohybují v rozsahu 2 – 20 ms (obrázek 4.5). Test se provádí vždy na jednom uchu zároveň. Vyšetřovaný hlásí objevení mezery tlačítkem [10].

Výsledkem tohoto měření jsou dvě hodnoty. První, přibližná prahová hodnota detekce poklesu je taková nejmenší délka mezery, jenž pacient uhodnul alespoň ve čtyřech ze šesti případů. Druhá hodnota je procentuální úspěšnost zachycení mezer. U zdravého člověka ukazují výsledky na 6 ms první, a 54% druhé hodnoty [10].

Adaptive Test of Temporal Resolution (ATTR)

Jedná se o adaptivní metodu dvou-intervalové, dvou-variantní vynucené volby, což v podstatě znamená, že vyšetřovaný dostane do sluchátek 2 po sobě jdoucí stimuly a musí se rozhodnout, ve kterém byl pokles intenzity. Stimuly jsou uchované v souborech typu wav, kde každý soubor obsahuje stimuly s různě dlouhými mezerami. Software adaptivně reaguje na odezvy od pacienta a podle toho předkládá soubory s přesně definovanou délkou mezery. Zkouška je variantou jiné adaptivní metody PLP (Psychophysical Laboratory Procedure) používané v psychoakustických laboratořích na univerzitě v jižní Floridě². PLP ale oproti ATTR využívá speciálního hardwaru firmy Tucker-Davis Technologies³ a nelze ji použít na běžných počítačích s externí zvukovou kartou [29].



Obrázek 4.5 – Mezera ve zvukovém signálu [30] - upraveno

² University of South Florida: https://en.wikipedia.org/wiki/University_of_South_Florida

³ Tucker-Davis Technologies: <http://www.tdt.com>

5 Návrh a realizace systému

Cílem bylo navrhnout a realizovat systém na vyšetření sluchu metodou poklesu intenzity a automatické nalezení prahu percepce pro pokles intenzity podnětu během tónové stimulace. Systém bude schopen běhu na běžných kancelářských počítačích s operačním systémem Windows (kompatibilní s verzemi XP, Vista, 7, ...).

5.1 Požadavky ORL kliniky

Požadavek od ORL spadá, z výše probraných vyšetřovacích metod, do kategorie subjektivního audiometrického vyšetření. Přesněji se bude jednat o nadprahový test čistým tónem s jedním výskytem poklesu intenzity (Obrázek 5.1) o kmitočtu 1000 Hz.

Popis proměnných:

SPL_T – celková intenzita stimulujícího signálu [dB]

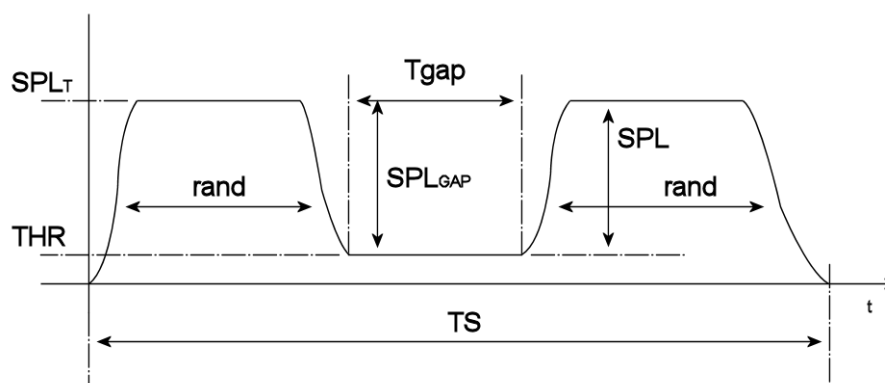
T_{GAP} – délka útlumu [s]

SPL_{GAP} – hloubka útlumu [dB]

THR – naměřený práh slyšení [dB]

SPL – nadprahové zesílení [dB]

TS – celková délka stimulu [s]



Obrázek 5.1 – Schéma testovacího signálu

Zadání z kliniky se omezuje na sledování reakce člověka na změny poklesu intenzity dvěma možnými scénáři:

1. T_{GAP} je konstantní a hledáme minimální možný zaregistrovatelný útlum SPL_{GAP} .
2. SPL_{GAP} je konstantní a hledáme minimální zaregistrovatelnou velikost T_{GAP} .

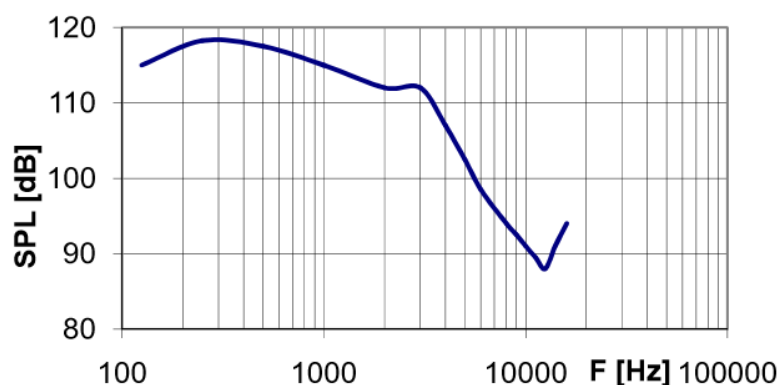
V této kapitole budou rozebrány možnosti řešení, zdůvodnění a podrobná implementace vybraného postupu.

5.2 Možnosti řešení

5.2.1 Softwarový přístup s využitím zvukové karty

Jedno z možných řešení je vytvoření programu na simulaci audiometru. Jako bylo výše řečeno, funkční audiometr potřebuje generovat tóny o frekvencích 125 – 8000 Hz s intenzitou v rozsahu -10 až +100 dB. Je tedy nutné najít takovou zvukovou kartu, která je schopna generovat zvuky o takovéto intenzitě. U zvukové karty nás potom zajímá odstup signálu od šumu, tudíž podíl užitečného signálu vůči neužitečnému. Čím je tento poměr větší, tím lépe.

Dále je potřeba nějakým způsobem řízeně generovat zvuk. Jedna možnost je přímo přes operační systém příkazy ovládat zvukovou kartu. Druhá možnost je vytvoření zvukového souboru (podobným způsobem, jak je naznačeno v kapitole 4.3.4 - ATTR), který operační systém dokáže zpracovat pomocí ovladačů.

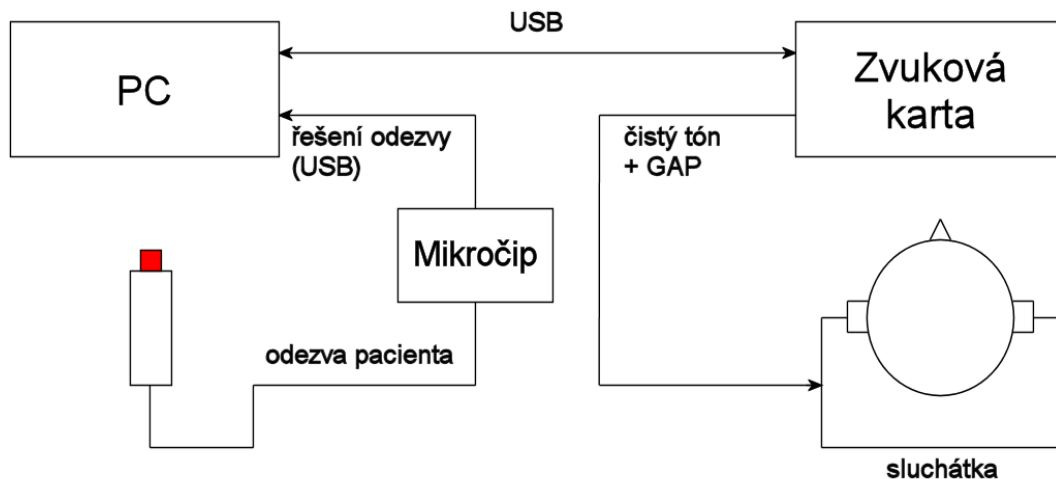


Obrázek 5.2 – Frekvenční charakteristika sluchátek [28]

Dalším článkem řetězu jsou sluchátka. Sluchátka musí také splňovat požadavky na frekvenci a intenzitu tónů. Zde je potřeba si uvědomit, že téměř žádná sluchátka nemají vyrovnanou frekvenční charakteristiku. Je tedy nutné tuto frekvenční charakteristiku znát. Výrobci sluchátek udávají frekvenční charakteristiku ve tvaru podle obrázku 5.2. Dalšími parametry na výběr sluchátek jsou odhlučnění od venkovního prostředí. To také souvisí s tím, zda jsou sluchátka uzavřená či otevřená. Měníč u sluchátek nevydává zvuk jen jedním směrem. Uzavřená sluchátka tedy mohou mít tu nevýhodu jakési nepřírozenosti zvuku způsobené odrazem od mušle. Otevřená sluchátka naopak produkují přirozený zvuk. Dalším faktorem je tedy odhlučnění. U audiometrického vyšetření je to velice důležité, jelikož jsou pacientovi předkládány k slyšení i zvuky podprahových hodnot.

Nakonec je potřeba pacientské tlačítko, kterým systém bude registrovat odezvu na podněty vyšetřovaného. Tlačítko je nutné připojit přes nějaký komunikační port (např. USB), přes který bude registrováno operačním systémem a následně obsluhým programem. Případné zpoždění v komunikaci musí být kompenzováno.

Zapojení celého řešení „softwarového“ řešení je znázorněno na obrázku 5.3.



Obrázek 5.3 Schéma zapojení „softwarového“ řešení

5.2.2 Hardwarový přístup s využitím audiometru

Druhá možnost, jak vyšetřování provádět, je s použitím tónového audiometru (Obrázek 5.4). Fyzický audiometr má tu výhodu, že je dodáván již se sluchátky pároványými s vyšetřovacím zařízením tak, že jsou výsledky přesné a není tedy nutná jejich dodatečná kalibrace, jako je tomu u předchozího řešení. Při návrhu řešení by k dispozici klinický audiometr DA 74 od firmy „Danplex“, který umožňuje kromě běžné tónové audiometrie (kap. 4.3.1) provádět také audiometrii slovní (kap. 4.3.2), Fowlerův test (kap. 4.5.1) a SISI test (kap. 4.5.3). Přístroj je také možné spojit počítačem nebo terminálem přes rozhraní RS 232 C [12]. Propojení s počítačem je realizováno příkazy řídicího jazyka audiometru, jehož syntaxi lze zadávat přes příkazový řádek. Propojení nabízí ukládání výsledků na disk nebo jejich tisknutí a hlavně automatické spouštění uživatelem definovaných měřicích sekvencí [12].

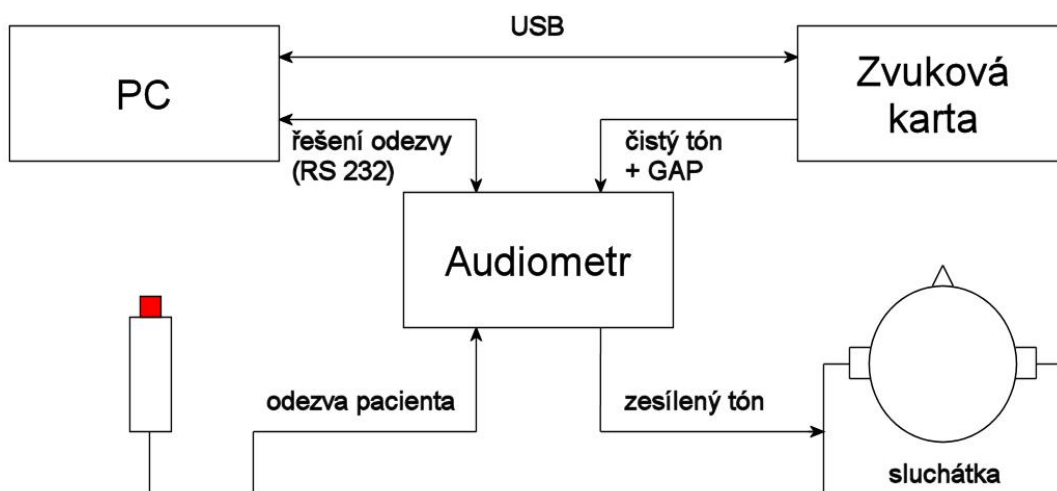
Schéma zapojení s použitím klinického audiometru je zobrazeno na obrázku 5.5.

Nevýhoda tohoto řešení spočívá hlavně ve dvou věcech. Za prvé můžeme audiometr ovládat řídicím jazykem jen přes předem známé příkazy odpovídající předem naprogramovaným metodám. Chceme-li přidat funkčnost, je nutné komunikovat s přístrojem pomocí komunikačních protokolů uvedených v manuálu [12]. Druhým problémem je samotný přístroj. Vytvořený software je přímo vázaný na konkrétní typ, a tudíž by řešení nedosáhlo globálního využití.



Obrázek 5.4 – Tónový audiometr [13]

Oba tyto přístupy k řešení se musí vypořádat se zpětnou vazbou pacienta na stimulaci. Audiometr DA 74 má tlačítko v příslušenství dodávané k přístroji. Přes rozhraní RS 232 C lze na počítači sledovat, zda tlačítko bylo zmáčknuto. Naopak v prvním případě potřebujeme zabudovat do systému tlačítko, které bude vyvolávat odezvu v systému v reálném čase.



Obrázek 5.5 Schéma zapojení „hardwarového“ řešení

5.3 Návrh softwarového řešení

Na základě rozboru řešení jsem přistoupil k první navrhované variantě, zvláště kvůli možné přenositelnosti. Jedná se tedy o tzv. softwarový přístup s využitím externí zvukové karty. Použité komponenty a jejich parametry jsou popsány v následující podkapitole.

5.3.1 Použitá technická zařízení

Byla použita externí zvuková karta Sound Blaster SB 1240, audiometrická sluchátka Telephonics THD-39P, hlukoměr Omintronic SLM-600, obyčejné spínané tlačítko a deska s mikrokontrolérem Arduino Leonardo R3.

Externí zvuková karta Sound Blaster SB 1240

Zvuková karta (Obrázek 5.6) má jeden stereo výstup a jeden mono vstup velikosti 1/4", dále jeden linkový a optický (TOSLINK) vstup a výstup. Zvuková karta se k počítači připojuje přes USB konektor. Její parametry jsou uvedeny v tabulce 5.1.

| | |
|----------------------------------|--------------------|
| Podporované vzorkovací frekvence | Až do 96 kHz |
| Podporovaná bitová hloubka | 24 bitů |
| Odstup signál/šum (SNR) | 114 bitů |
| Sluchátkový zesilovač | Až do 330 Ω |

Tabulka 5.1 – parametry zvukové karty



Obrázek 5.6 – Zvuková karta Sound Blaster SB 1240

Audiometrická sluchátka

Sluchátka (Obrázek 5.7) Telephonics THD-39P jsou speciálně navržená sluchátka na audiometrické vyšetření. Jsou vsazeny do náušníků „Peltor“, které slouží k ochraně sluchu. Tím si zajišťují dostatečné odhlučnění od venkovního prostředí.

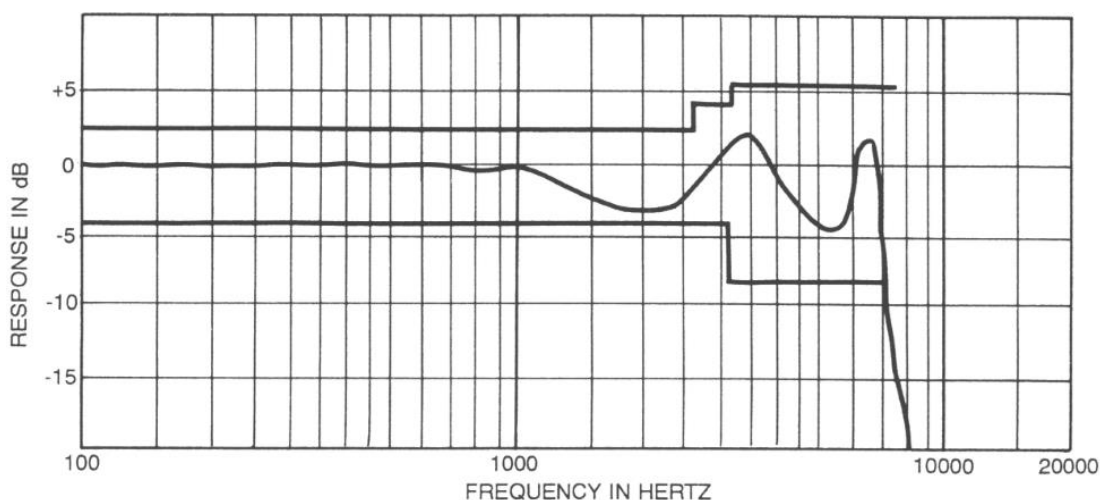
Specifikace [19]:

- Typ měniče: dynamický s kovovou membránou
- Nominální impedance: 10 Ω
- Frekvenční rozsah: 100 – 8000 Hz
- Výkon: 300 mW
- Citlivost: 108 dB \pm 4 dB SPL na 1 KHz
- Zkreslení signálu: < 1%
- Útlum okolí: 40 dB



Obrázek 5.7 – Audiometrická sluchátka s náušníky Peltor

Na obrázku 5.8 je zobrazena frekvenční charakteristika audiometrických sluchátek Telephonics THD-39P.



Obrázek 5.8 – Frekvenční charakteristika sluchátek Telephonics THD-39P [19]

Hlukoměr Omnitronic SLM-600

Digitální měřič hlasitosti (obrázek 5.9) se softwarovou sadou pro záznam a analýzu dat na PC. Přenos dat přes port USB. Elektretový kondenzátorový mikrofon. Rozsah měření od 30 do 130 dB. Funkce Max Hold. Pomalý a rychlý režim měření. Přídavné analogové výstupy pro střídavý a stejnosměrný proud prostřednictvím 3,5 mm konektorů (1/8 ") [26].

- napájení: 4 x 1.5 V baterie, typ AA nebo 5 V DC, 100 mA via
- rozsah měření přes USB port: 30-80 dB, 40-90 dB, 50-100 dB, 60-110 dB, 70-120 dB, 80-130 dB, 30-130 dB
- přesnost: ± 1.5 dB/94 dB, 1kHz
- frekvenční rozsah: 31.5 Hz - 8.5 kHz
- mikrofon: elektretový kondenzátorový
- AC výstup: 0.707 V RMS
- výstupní impedance: 600 Ω
- DC výstup: 10 mV
- výstupní impedance: 100 Ω



Obrázek 5.9 – Hlukoměr Omnitronic SLM-600 [26]

Arduino Leonardo R3

Arduino Leonardo (obrázek 5.10) je elektronická deska, osazená mikrokontrolérem ATmega32U4. Na této desce je k univerzálnímu použití připraveno 20 digitálních vstupně / výstupních pinů (z toho jich 7 může být použito jako výstupy PWM a 12 jako analogové vstupy), krystal, určený pro taktování mikrokontroléru s pracovní frekvencí 16 MHz, micro USB konektor, napájecí konektor, konektor ICSP a resetovací tlačítko. Arduino Leonardo lze jednoduše připojit k počítači USB kabelem, ze kterého může být i napájeno, případně lze napájet síťovým adaptérem, akumulátorem nebo baterií. Leonardo má vestavěno USB rozhraní, takže pro komunikaci s počítačem už není třeba používat další speciální obvody. Leonardo se připojenému počítači může jevit buď jako myš a klávesnice nebo jako virtuální (CDC) sériový / COM port [21].

Základní parametry:

- Pracovní napětí: 5 V
- Doporučené vstupní napájecí napětí: 7-12 V
- Mezní rozsah vstupního napájecího napětí: 6-20 V
- Počet vstupně / výstupních (I/O) pinů: 20
- Počet PWM kanálů: 7
- Počet analogových vstupů: 12
- Maximální povolený proud přes I/O pin: 40 mA
- Maximální povolený proud přes 3,3V pin: 50 mA
- Paměť Flash: 32 kB (ATmega32U4) z toho 4 kB jsou použity pro bootloader
- Paměť SRAM: 2,5 kB (ATmega32U4)
- Paměť EEPROM: 1 kB (ATmega32U4)
- Taktovací frekvence: 16 MHz



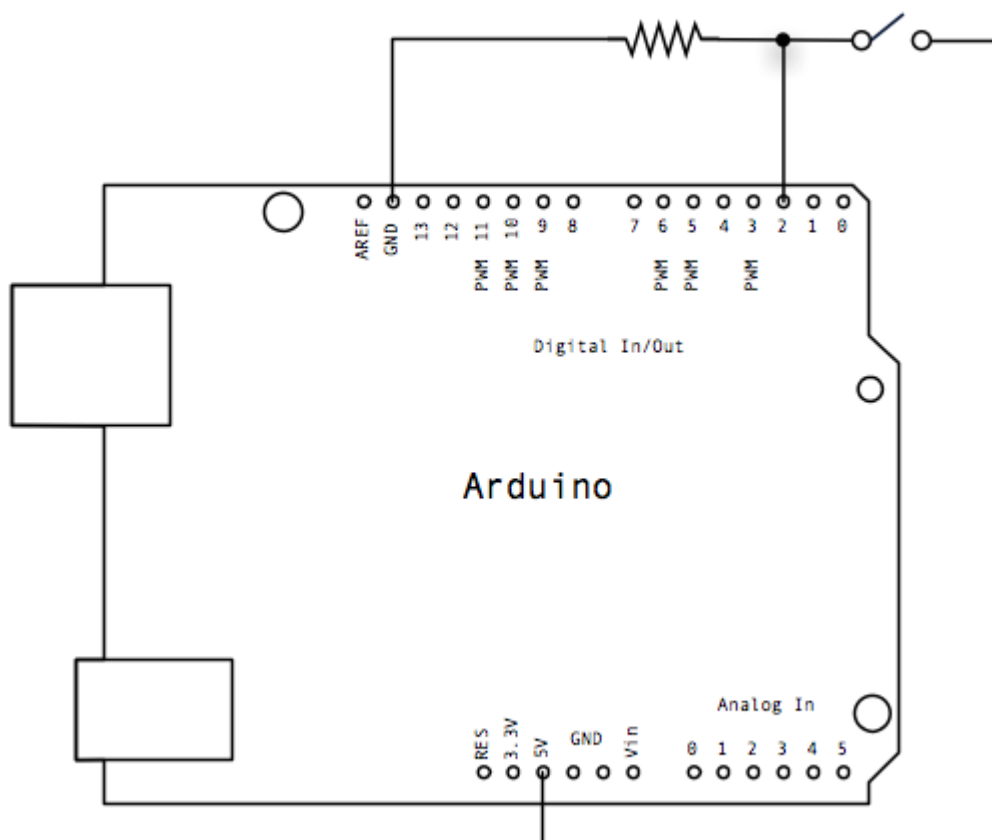
Obrázek 5.10 – Arduino Leonardo R3 [21]

5.3.2 Řešení sledování odezvy pacienta

Na rozdíl od řešení s použitím klinického audiometru, nemáme tlačítko, jehož zmáčknutí by bylo automaticky detekováno. Toto signalizační tlačítko je potřeba nahradit něčím, co dokáže komunikovat s klasickým stolním počítačem. Jako nejjednodušší varianta se zdá být využití právě popsané elektronické desky Arduino s mikrokontrolérem. Díky rozhraní USB se Arduino Leonardo může operačnímu systému jevit jako myš nebo klávesnice, což je v tomto případě velice vhodné.

Zapojení

K sestrojení našeho obvodu (obrázek 5.11) přesto nějaké tlačítko nebo spínač potřebujeme mít. Tlačítko v podstatě slouží k tomu, aby při stisknutí spojilo nebo rozpojilo 2 body obvodu. K dispozici byl jednoduchý spínač s dvojicí vodičů, jež se po zmáčknutí spojí. V podstatě máme 2 možnosti, jak tlačítko připojit. V prvním případě bude jeden vodič připojen na napájení Arduino (+5V) a druhý na některém z jeho digitálních pinů. V druhém případě umístíme tlačítko mezi pin a zem. V obou případech musíme ještě vyhradit jeden vodič na propojení se zemí (první řešení) nebo napájením (druhý případ). Zmáčknutím tlačítka se potom obvod propojí a Arduino bude registrovat napětí (HIGH) na zvoleném pinu a žádné nebo minimální napětí (LOW) při rozpojení.



Obrázek 5.11 – Zapojení tlačítka na Arduino s pull-down rezistorem [22]

Takovéto zapojení by ale zřejmě nebylo úplně funkční. Je tu jeden problém. Pin reaguje i na miniaturní změny elektromagnetického šumu v jeho okolí. Vlivem působením tohoto šumu může pin náhodně hlásit HIGH nebo LOW. Řešení tohoto problému je zapojení tzv. „pull-down“ nebo „pull-up“ rezistoru. Rezistor „pull-down“ (obrázek 5.11) je rezistor s velkým odporem, který udrží hodnotu napětí na pinu na nule při již zmíněných elektromagnetických šumech. Zavádí se mezi zem a pin. Na rozdíl od „pul-down“ rezistoru se „pull-up“ umísťuje mezi pin a napájecí napětí. V tomto případě funguje obvod obráceně. V klidovém stavu hlásí HIGH a při propojení obvodu hlásí LOW [22].

Tato zapojení se zdají být obě vhodná pro řešení odezvy pacienta. Záleží už jen na tom, jak se bude interpretovat vstup čtený na zvoleném pinu. Rezistor použitý v tomto řešení má odpor o velikosti 10 K Ω .

Programové vybavení

Arduino má svůj vlastní programovací jazyk a vývojové prostředí Arduino IDE⁴. V tomto prostředí bylo potřeba vytvořit soubor s příponou „.ino“. V něm jsem nastavil vstupní pin, ze kterého se bude číst hodnota napětí na digitální vstup 8.

Celý program je vlastně nekonečná smyčka, ve které se testuje stav pinu, čili jestli je tlačítko sepnuté. Aktuální stav tlačítka je ukládán do jedné celočíselné proměnné a předchozí stav tlačítka do druhé celočíselné proměnné. Rovnají-li se tyto dvě proměnné, je nasimulován stisk tlačítka „Enter“ na klávesnici počítače. Mezi každým cyklem je pauza 50 ms. Je to z toho důvodu, že po zmáčknutí tlačítka se kontakty hned nespojí, ale párkrát zakmitají, takže výslednou hodnotu si musíme ověřit ještě jednou. Tento problém se obecně nazývá „debouncing“ a nejčastěji se řeší časovým zpožděním. A právě kvůli tomu je mezi každým čtením pinu pauza 50 ms jako dostačující čas na ustálení stavu. Pacientovu odezvu lze taky sledovat v podobě rozsvícení LED diody na desce Arduina. Program se poté zkompiluje a nahraje do Arduina. Zařízení je od této chvíle, po připojení k počítači, pokládáno za klávesnici.

Program pro vyšetření sleduje ve svém vlastním vlákně změnu stavu tlačítka v „gui“, které je namapované implicitně na klávesu „Enter“. O registraci stisků kláves na klávesnici se stará sám operační systém. Ten vytváří samostatné vlákno, které hlídá vstupy a výstupy z počítače. Jednotlivé I/O procesy mají různé priority obslužení, které závisí na tom, co zrovna počítač vykonává. Je počítáno s tím, že při vyšetření sluchu nebude počítač vykonávat žádné náročné prioritní operace náležící jinému procesu. Přesto si můj program nechává dostatečnou rezervu pro registraci stisku tlačítka ze strany pacienta.

⁴ K dostupnosti zdarma na <https://www.arduino.cc/en/Main/Software>

5.3.3 Generování zvukového stimulu

V této kapitole bude popsán problém vytváření zvukové stimulace pacienta. Dále budou nastíněna jednotlivá řešení zápisu zvukové informace do souboru. Detailní rozbor vybraného řešení následuje v kapitole 5.3.5.

Zvukový formát WAV

Formát WAV (nebo také WAVE) je jednoduchý formát pro ukládání zvuku na počítačích vyvinutý firmou Microsoft a IBM. Jedná se o zobecnění dříve používaného formátu RIFF⁵. Soubor WAV je kontejnerového typu, takže uvnitř může mít jakýkoliv kodek. Ztrátový i bezztrátový. WAV je vhodný pro ukládání nekomprimovaného zvuku, čímž může soubor často narůst do velikých objemů. Nemůže však překročit 4 GB kvůli své 32-bitové hlavičce určující velikost souboru. Celý soubor je pak rozdělen na jednotlivé segmenty, kterým se říká „chunks“. Každý tento segment obsahuje hlavičku **sGroupID** s informací o identitě tohoto segmentu a vypovídá jistou informaci o souboru. Oficiálně se uvádí tyto 4 „chunks“ [23]:

1. **Maindata** - je to vlastně hlavička celého souboru. Systém podle ní soubor rozpozná. Obsahuje informaci, že se jedná o soubor typu RIFF a jeho podmnožinu WAV. Hlavička navíc ještě obsahuje informaci o velikosti souboru bez 8 bytů odpovídajícím dvěma 4-bytovým popisným řetězcům RIFF a WAV.
2. **Format** - segment formátu souboru. Svým obsahem definuje většinu parametrů zvukového signálu jako je vzorkovací frekvence, bitová hloubka nebo počet kanálů. Tabulka 5.2 ukazuje nejdůležitější parametry s délkou v bytech.

| Parametr | Popis |
|-------------------------|---|
| sGroupID | Definice počátku format „chunku“. Obsahem je „fmt“. |
| dwChunkSize | Délka zbytku tohoto segmentu. |
| wFormatTag | Zapíše se zde kód formátu (1 - PCM, 3 - IEEE float, ...) |
| wChannels | Počet kanálů (1 - mono, 2 - stereo, ...) |
| dwSamplesPerSec | Vzorkovací frekvence (8000, 44100, 96000, ...) |
| dwAvgBytesPerSec | Počet rámců za sekundu pro všechny kanály. Slouží k odhadu alokace paměti pro přehrání souboru. |
| wBlockAlign | Počet bytů v rámci pro všechny kanály. |
| dwBitsPerSample | Bitová hloubka (8, 16, 32, ...) |

Tabulka 5.2 – Format „chunk“ souboru WAV

⁵ Více o formátu RIFF na https://en.wikipedia.org/wiki/Resource_Interchange_File_Format

Rámec je to samé jako vzorek, ale u všech kanálů v souboru. Takže pokud má vzorek velikost 2 byty, rámec bude veliký 4 byty u stereofonního WAVu.

3. **Fact** – velice zřídka používaný segment, jenž pouze definuje počet vzorků na kanál. Do jeho parametru **sGroupID** se vkládá řetězec „fact“. Druhý parametr je zbytková délka tohoto segmentu a třetí parametr je již zmíněný počet vzorků na kanál. U nejčastěji používaného formátu PCM (pulzně kódová modulace) není „fact“ potřeba [24].
4. **Data** – finální segment, u kterého definujeme pouze jeho délku a následně zapisujeme číslice zastupující vzorky amplitudy signálu v čase. Do jeho **sGroupID** parametru se zapisuje „data“. Je důležité zmínit, že čísla reprezentující nějaký vzorek signálu mohou nabývat jak kladných, tak záporných hodnot. Maximum amplitudy signálu je závislé na bitové hloubce a číselně jí odpovídá podle vzorce 5.1:

$$Max = 0.5 \cdot 2^{\text{bitová hloubka}} \quad (5.1)$$

Té odpovídá (přibližně) i minimum v záporných hodnotách. U 32-bitové hloubky je tomu jinak. Amplituda je definována od -1 do 1. Jednotlivé vzorky se zapisují v desetinných číslech. Příklady rozsahů:

- 8-bitů : od -128 do 127
- 16-bitů: od -32768 do 32768
- 32-bitů : od -1.0f do 1.0f

Má-li zvukový soubor více kanálů, v každý moment se zapisuje pouze jeden vzorek na kanál.

Z popisu WAV souboru je vidět, že to, v jakém formátu budeme zapisovat zvuk, záleží pouze na zvolené bitové hloubce. Bitová hloubka určuje dynamický rozsah, což je poměr nehlasiťejšího zvuku k nejtiššímu. To je stěžejní parametr i v případě stimulace pacienta, protože potřebujeme vytvářet jak zvuky tiché pro zdravé pacienty, tak zvuky hlasité pro téměř hluché lidi. Dalo by se tedy říci, že čím větší zvolíme bitovou hloubku, tím lépe (nejen u tohoto případu). Rozeberme si tedy možnosti její volby:

- Celočíslná bitová hloubka
- Bitová hloubka s pohyblivou řádovou čárkou

Než se ale pustíme do rozboru jednotlivých možností volby zápisu signálu do souboru WAV, je třeba říci, že neexistuje spolehlivá metoda stanovení hlasitosti digitálního signálu, který bychom byli schopni přehrát na kterémkoliv zařízení stejně hlasitě. To, jak je výsledný zvuk hlasitý, záleží na interpretaci zvukové karty, systémové hlasitosti a koncovém zařízení jako jsou sluchátka nebo reproduktory. Z toho vyplývá, že abychom mohli spolehlivě určit hlasitost digitálního signálu, potřebujeme řetězec zařízení od počátečního ke koncovému zapouzdřit, aby zůstal poměr hlasitosti jednotlivých zařízení v průběhu jakékoliv stimulace neměnný.

V tento moment jde řetězec SW → zvuková karta → sluchátka tzv. nacejchovat, čili nastavit jeho parametry tak, aby byla jeho intenzita na výstupním zařízení vždy správná (očekávaná). Cejchování řetězce zařízení se věnuje další kapitola.

5.3.4 Cejchování řetězce zařízení

V technice se používá výraz „cejchování přístroje“, který znamená ověření správnosti⁶ jeho funkce. V této diplomové práci je ale na místo přístroje použit softwarový program, napojený na externí zvukovou a sluchátka. Tento program simuluje funkci klinického audiometru. Necejchujeme tedy přístroj, ale řetězec zařízení. Postup cejchování je však stejný jako u fyzického audiometru. To ve zkratce znamená ověření, že na každé frekvenci, na které lze přístroj použít k audiometrickému vyšetření v celém rozsahu (-10 až 100 dB) intenzit signálu, odpovídá intenzita signálu reálné hodnotě na výstupu sluchátek, udávané výrobcem. Při cejchování přístroj srovnáváme s tzv. etalonem⁷, čili s přístrojem, který svými měřicími vlastnostmi odpovídá normám.

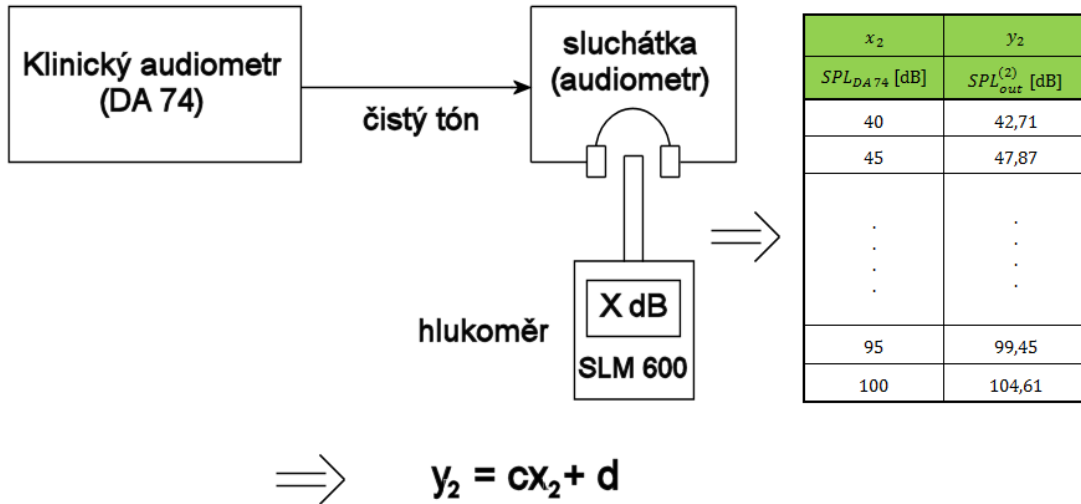
Naším etalonem bude klinický audiometr DA 74 cejchovaný podle normy ČSN EN ISO 389-8. Intenzitu zvukového signálu měříme hlukoměrem (Omnitronic SLM-600), umístěným mezi levým a pravým sluchátkem, schéma viz obrázek 5.12 a 5.13. Měření se bude provádět pouze na frekvenci 1000 Hz, která je použita při řešení úlohy detekce prahu percepce pro pokles intenzity akustického podnětu, viz zadání diplomové práce.

Cejchování je postaveno na principu srovnání měřené úrovně SPL na výstupu cejchovaného klinického audiometru a úrovně SPL na výstupu realizovaného systému pro měření poklesem intenzity. Výsledkem cejchování je pak funkce, která vyjadřuje vztah mezi nastavením zesílení akustického podnětu na úrovni generování souboru WAV (SW úroveň zpracování) – intenzity podnětu SPL nastavené na audiometru pro relativní audiogram – skutečnou hodnotou akustického tlaku na výstupu sluchátek.

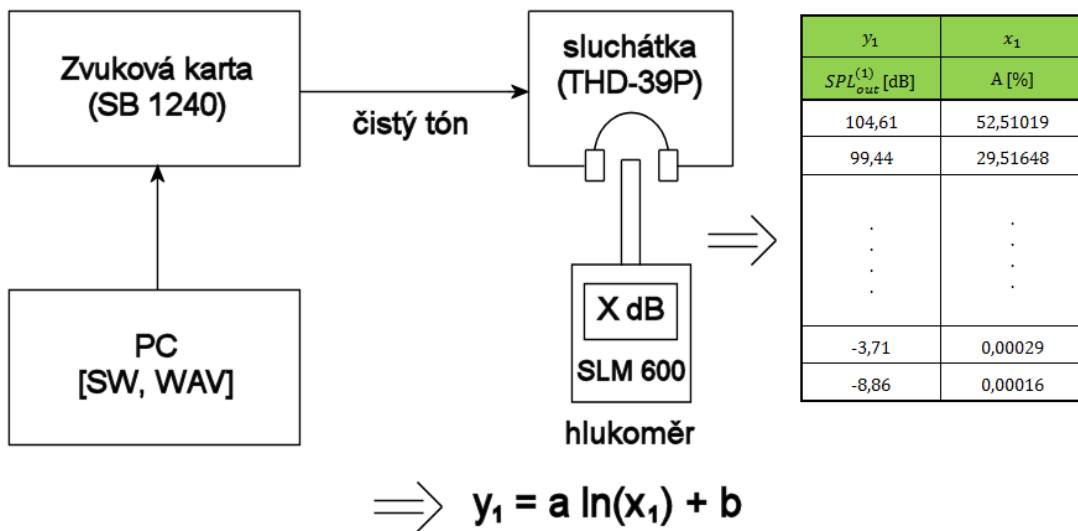
Měření byla prováděna ve zvukotěsné kabině firmy Soning se stupněm zvukové izolace 33 dB, která vyhovuje normám ČSN ISO 8253-1,2 o audiometrii ve zvukovém poli čistými tóny a úzkopásmovými měřicími signály pro vzdušné a kostní vedení.

⁶ Definice výrazu „cejchování“ převzata z <https://cs.wikipedia.org/wiki/Cejch>

⁷ Definice výrazu „etalon“: <https://vscht.cz/ufmt/cs/pomucky/machacj/docs/ETALON-1.pdf>



Obrázek 5.12 – Schéma měření parametrů výstupu klinického audiometru DA 74; tabulka audiometrem udávaných intenzit (SPL_{DA74}) a intenzit naměřených na výstupu ($SPL_{out}^{(2)}$) na frekvenci 1000 Hz; vzorec výpočtu y_2



Obrázek 5.13 – Schéma měření parametrů systému vyšetření (řetězec: zesílení A [%] - zvuková karta - výstupní akustický tlak ve sluchátkách); tabulka naměřených intenzit na výstupu ($SPL_{out}^{(1)}$) a jim odpovídajících zesílení (A) řetězce na frekvenci 1000 Hz; vzorec výpočtu y_1

Odvození

Hledáme funkci $x_1 = f(x_2)$, tj. zesílení A[%] při generování souboru WAV v závislosti na standardní stupnici SPL pro audiometrické vyšetření a nastavení audiometru pro měření relativního audiogramu. Platí:

$$y_1 = a \cdot \ln(x_1) + b \quad (5.2)$$

Kde x_1 je procentuální zesílení řetězce SW – zvuková karta a y_1 je hodnota intenzity měřená hlukoměrem na výstupu ze sluchátek.

Potom lze psát:

$$x_1 = \exp\left(\frac{y_1 - b}{a}\right) \quad (5.3)$$

Dále víme, že:

$$y_2 = c \cdot x_2 + d \quad (5.4)$$

Kde x_2 je předpokládaná hodnota intenzity a y_2 je hodnota intenzity naměřená hlukoměrem na výstupu ze sluchátek. Pro cejchování srovnáváním výstupních intenzit SPL, tj. $SPL_{out}^{(1)}$ a $SPL_{out}^{(2)}$, musí platit jejich rovnost $y_1 = y_2$.

Pak pro funkci $x_1 = f(x_2)$ platí:

$$x_1 = \exp\left(\frac{cx_2 + d - b}{a}\right) \quad (5.5)$$

Postup měření:

1. Zapojíme obvod podle obrázku 5.13.
2. Potenciometr pro regulaci hlasitosti na zvukové kartě nastavíme na nejvyšší stupeň (v tomto případě je ovládání hlasitosti spojené s ovládáním systémové hlasitosti).
3. Začínáme levým sluchátkem.
4. Postupně snižujeme hlasitost v procentuální míře (nejlépe logaritmicky) a data z hlukoměru zapisujeme do tabulky.
5. Dostaneme-li se na hranici měřitelnosti, nastavíme hlasitost opět na 100% a měření opakujeme od začátku, tentokrát pro pravé sluchátko.
6. Celý cyklus opakujeme. Tentokrát s jemnějším průběhem snižování hlasitosti.

Po naměření hodnot v celém rozsahu intenzit, které dokáže hlukoměr zachytit, se měření provede s audiometrem v obvodu. Hodnoty si ukládáme do nové tabulky.

Data z obou tabulek si vyneseme do grafů závislosti intenzity na procentuálním zesílení a pomocí logaritmické regrese proložíme body logaritmickou funkcí podle vzorce 5.2.

Program Microsoft Excel sám vypočítá koeficienty a a b podle lineární regrese z předložených bodů (obrázek 5.14). Pomocí těchto koeficientů můžeme dopočítat potřebné velikosti intenzit při jednotlivých zesíleních, které jsme nemohli naměřit díky omezení hlukoměru a hluku pozadí, který i přes odhlučněnou komoru dosahuje minimálně 20 dB. Tím de-facto řetězec zkalibrujeme.

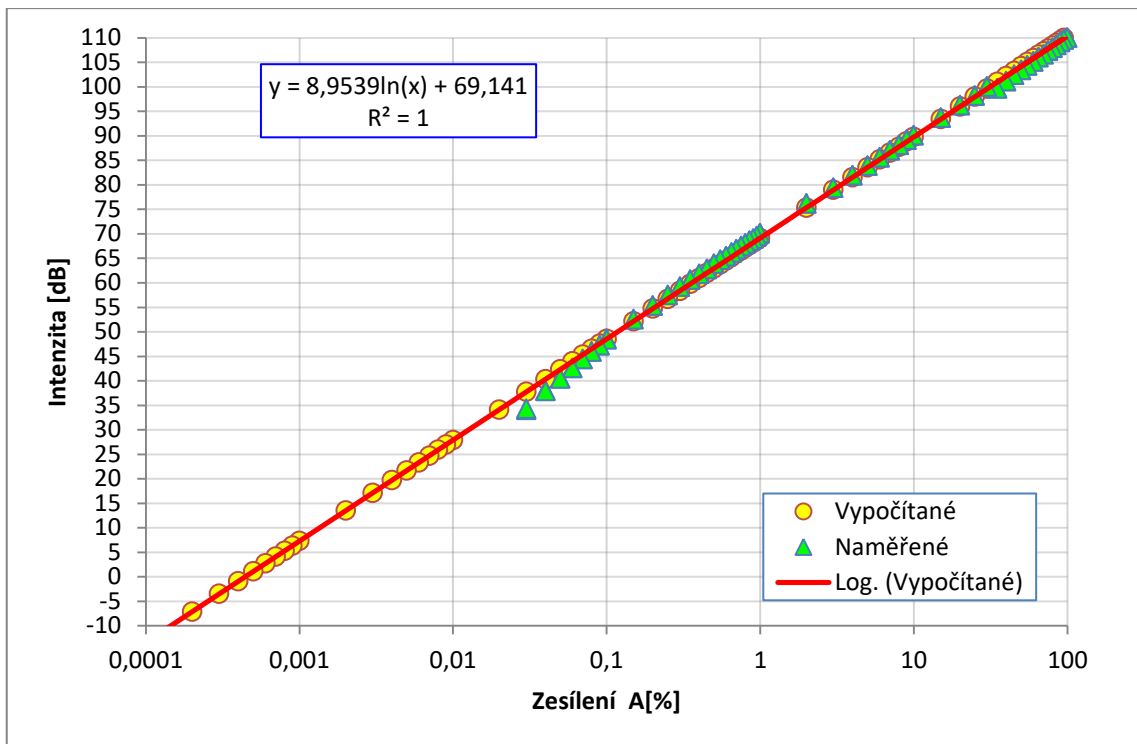
| Zesílení A[%] | Naměřená Intenzita (SW) [dB] | Naměřená intenzita (audiometr) [dB] | Logtrend SW [dB] | Logtrend audiometr [dB] |
|---------------|------------------------------|-------------------------------------|------------------|-------------------------|
| 100 | 110,00 | 109,50 | 110,3387 | 109,30 |
| 95 | 109,60 | 109,00 | 109,8795 | 108,85 |
| 90 | 109,15 | 108,50 | 109,3954 | 108,37 |
| 85 | 108,50 | 107,90 | 108,8836 | 107,87 |
| 80 | 107,90 | 107,30 | 108,3407 | 107,33 |
| 75 | 107,35 | 106,70 | 107,7629 | 106,76 |
| 70 | 106,60 | 106,00 | 107,1451 | 106,15 |
| 65 | 106,00 | 105,30 | 106,4816 | 105,49 |
| 60 | 105,15 | 104,50 | 105,7649 | 104,78 |
| 55 | 104,30 | 103,60 | 104,9858 | 104,01 |
| 50 | 103,40 | 102,70 | 104,1324 | 103,17 |

Tabulka 5.3 - Část tabulky naměřených intenzit při jednotlivých zesíleních (SW = programové řešení, audiometr = zapojení s klinickým audiometrem Logtrend = hodnoty vypočítané logaritmickou regresí)

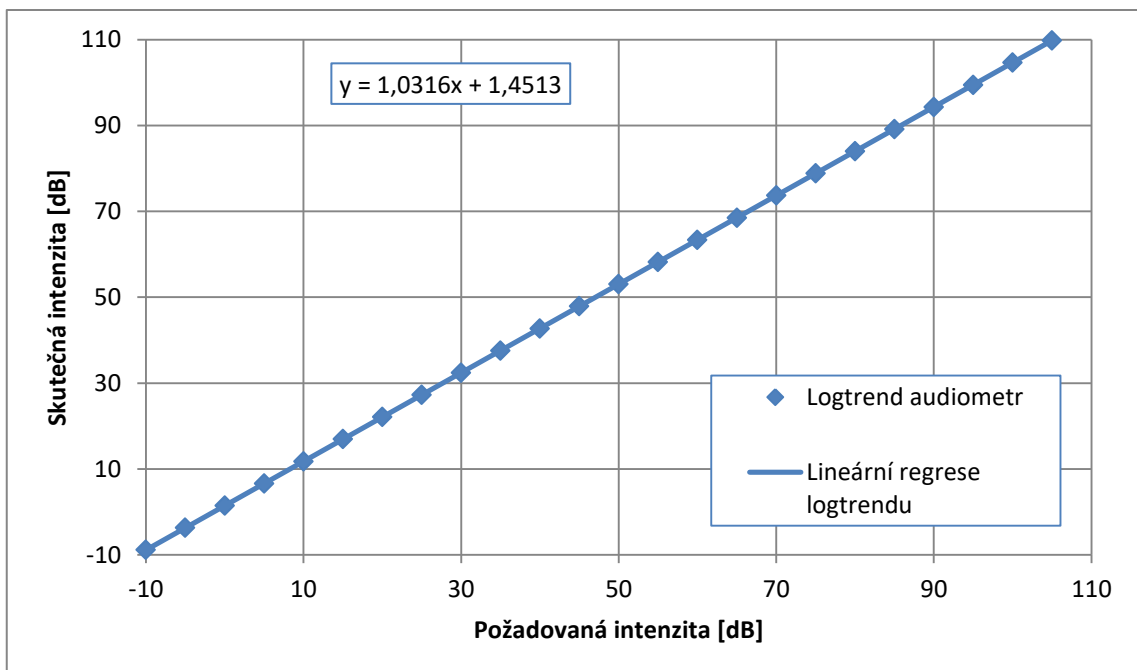
Po kalibraci algoritmu jsme schopni vytvářet zvukové podněty na celém vyšetřovacím rozsahu tak, abychom s určitou přesností dokázali předpovědět výstupní hodnotu intenzity signálu naměřenou hlukoměrem. To ovšem ještě není vše. Jak je z tabulky 5.3 vidět, klinický audiometr, který používáme jako etalon, udává jiné hodnoty, než náš program. A to s odchylkou přibližně 1 dB. Tato odchylka není nevýznamná a tak musí algoritmus projít ještě jednou kalibrací. K výpočtu kalibračních koeficientů proložíme hodnoty intenzit klinického audiometru, vypočítané logaritmickou regresí (tabulka z obrázku 5.12), přímkou. Přímka má tvar podle rovnice 5.4.

Kde c a d jsou hledané parametry, y je výstupní intenzita (viz obrázek 5.15) a x je předpokládaná intenzita v dB.

Tabulka z obrázku 5.13 nám udává, o kolik procent (x_1) musíme (podle vzorce 5.3) signál zesílit/zeslabit, aby byla intenzita na výstupu odpovídající hodnotám naměřeným na výstupu z etalonu.

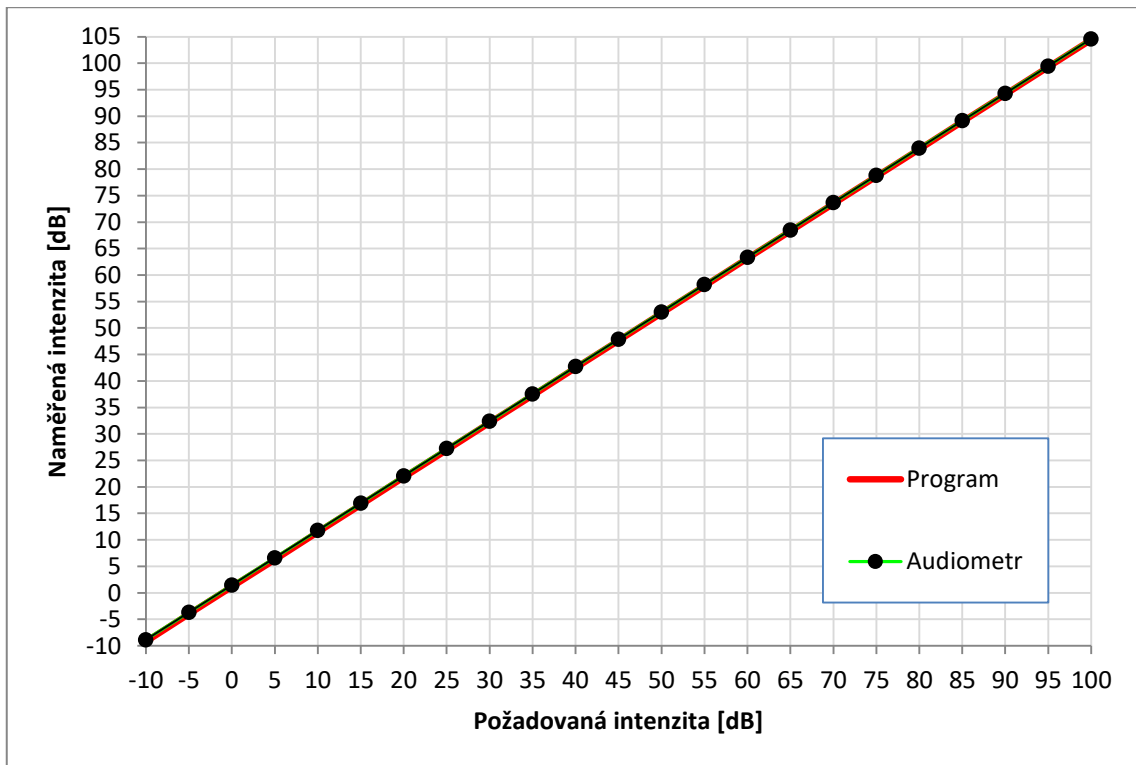


Obrázek 5.14 – Naměřené a vypočítané intenzity v závislosti na úrovni zesílení



Obrázek 5.15 – Kalibrační křivka klinického audiometru

Na obrázku 5.16 je zřejmé, že se intenzita signálu liší již jen zanedbatelně na celém rozsahu -10 až 100 dB oproti hodnotám naměřeným zvoleným etalonem.



Obrázek 5.16 – Porovnání mezi výstupními hodnotami předpokládanými a hodnotami naměřenými programem a audiometrem

5.3.5 Zesílení signálu

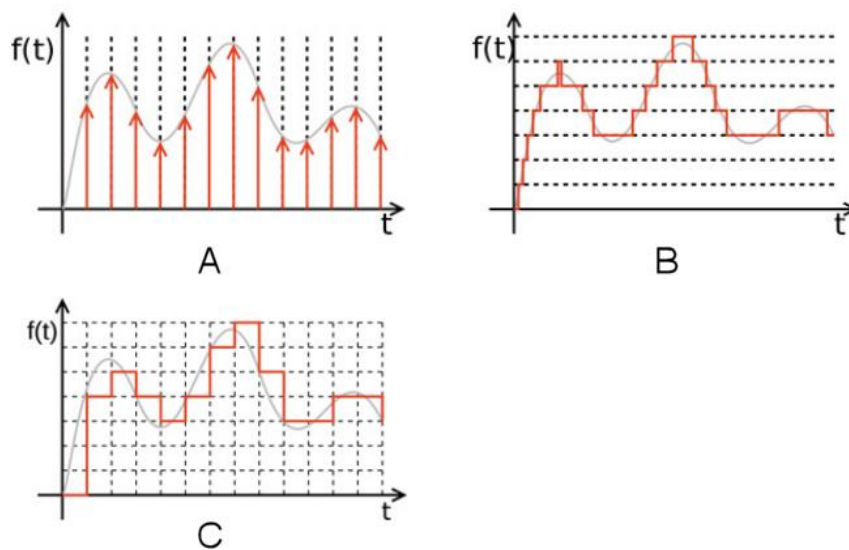
V kapitole 5.3.3 jsem nastínil, že u digitálního zvuku nejsme schopni stanovit přesnou intenzitu signálu, která by byla stejná na všech výstupních zařízeních. Kapitola 5.3.4 zase vysvětluje, jak pomocí kalibračních funkcí dostaneme na výstupu očekávanou intenzitu v závislosti na úrovni zesílení. Obrázek 5.14 ukazuje tuto závislost, přičemž je zesílení v jednotkách procent. Co je ale ono zesílení vzhledem k digitálnímu zvuku a co je 100% vysvětlují následující řádky.

Generování digitálního zvukového signálu

To, jak bude výsledný digitální audio signál vypadat, závisí na jeho parametrech. Mezi jeho parametry, stejně jako u analogového zvuku, patří frekvence a velikost a tvar amplitudy (sinus, čtverec, pila, ...). Hlavním rozdílem mezi digitálním a analogovým signálem je to, že analogový signál je oproti digitálnímu spojitý. Digitální signál pouze reprezentuje analogový v určitých časových úsecích po celé délce signálu. Je to dáno kapacitou paměti v počítači, která má konečnou velikost. Procesu diskretizace signálu v čase se říká „vzorkování“ (obrázek 5.17 A). Počet vzorků musí být dostatečný, aby zkreslení způsobené vzorkováním bylo uchem nepostřehnutelné.

V digitálním zvuku se proto zavádí pojem „vzorkovací frekvence“, která udává počet vzorků za 1 sekundu. Obecně platí, že vzorkovací frekvence musí být minimálně dvojnásobná, co maximální frekvence obsažená ve vzorkovaném signálu (Shannonův teorém). Druhý parametr, který se zde oproti analogovému zvuku zavádí, je bitová hloubka kvantizace. Kvantizace je proces zaokrouhlování hodnoty signálu na jejich nejbližší kvantizační úroveň (obrázek 5.17 B). Velikost bitové hloubky určuje počet kvant a tím tedy počet hodnot, kterých může signál nabývat. Například pro 16 bitovou hloubku, může signál nabývat 65536 hodnot [25].

Výsledný digitální signál (obrázek 5.17 C) se vytváří z těchto dvou procesů.



Obrázek 5.17 – A: Vzorkovaný signál bez kvantizace úrovně. B: Kvantizovaný signál bez vzorkování. C: Výsledný digitální signál. [25]

Volba parametrů digitálního zvuku

Podle Shannonova teorému musí být vzorkovací frekvence minimálně 2x větší, než maximální frekvence signálu. Jelikož vyšetření provádíme pouze pro kmitočty 1000 Hz, je prakticky jedno, jakou vzorkovací frekvenci zvolíme, bude-li splňovat ono pravidlo. Přesto jsem se rozhodl pro 44100 Hz, jakožto hodnotu používanou na audio cd. U bitové hloubky kvantizace je rozhodování těžší. Potřebujeme umět kvalitně zakódovat rozsah intenzit od -10 dB do 100 dB. To znamená, že bitová hloubka musí pokrývat minimálně 110 dB dynamického rozsahu. Platí, že každý bit přináší přibližně 6 dB rozsahu. Šestnácti bitová hloubka má tedy teoretický dynamický rozsah 96 dB, což je málo. Potřebujeme tedy zvolit vyšší. Pak se tedy nabízí bitová hloubka o 24 nebo 32 bitech. Pro první variantu se zapisuje hodnota vzorku do souboru WAV pomocí celého čísla, pro druhou variantu pomocí čísla s plovoucí desetinou čárkou (kap. 5.3.3).

Dalším parametrem je tvar amplitudy, který necháme klasicky sinusový pro přirozenější poslech, a velikost amplitudy, která nám bude určovat intenzitu audiosignálu. Velikost intenzity se bude určovat podle vzorců v kapitole 5.3.4 na základě

zesílení. Oné zesílení v procentech se vztahuje vzhledem k nějaké pevné hodnotě. Ta musí být určena na základě testování a je spojena s bitovou hloubkou. Maximum, tedy 100%, může být zvoleno jako největší amplituda, jejíž zápis do souboru lze provést zvolenou bitovou hloubkou. Musíme ovšem mít na paměti, že tato relativní velikost amplitudy je ovlivňována zesílením zvukové karty. Zvolíme-li bitovou hloubku na 24 bitů, maximum nastavíme jako 2^{23} a zesílení zvukové karty na 100%, intenzita bude zřejmě příliš velká na změření. Jak tedy postupovat pro jednotlivé volby bitové hloubky?

Celočíselné kódování

Podle specifikací souboru WAV⁸ se kromě 32 bitové hloubky kóduje záznam celočíselně. Problém je však ten, že programovací jazyky jako je C#, ve kterém je můj program vytvářen, nepodporuje nic jako 24 bitový formát. A to kvůli tomu, že zápis se provádí do pole hodnot nějakého typu. C# podporuje typy jako „short“ (16 bitů) nebo „integer“ a „float“ (32 bitů). Pokud chceme zapisovat celočíselně, musíme si tedy vystačit se šestnácti bity. Maximální zesílení **Max (tedy 100%)** je možno stanovit na 2^{15} pro kladné hodnoty a -2^{15} pro záporné hodnoty (polarita sinové vlny) bez přebuzení sluchátek. Podle vzorce 5.5 lze potom vypočítat hodnotu zesílení x_1 pro všechny požadované intenzity. Vynásobením x_1 se zvoleným maximem, podle vzorce 5.6 získáme maximální amplitudu pro danou intenzitu.

$$x = \frac{x_1 * Max}{100} \quad (5.6)$$

Pro malé intenzity (30 až -10 dB) nastává ovšem potíž. V těchto případech kvantizační chyba narůstá (čím menší intenzita, tím větší chyba) do takové míry, kdy rozdílné hodnoty intenzity mohou být interpretovány a generovány jako stejné. Tento problém však není neřešitelný. V určitém momentu, kdy je potřeba mít na výstupu malou intenzitu signálu, můžeme zesílení ovlivňovat na straně zvukové karty a soubor WAV ponechat beze změny. Pro tento způsob je ovšem nutno počítat si obdobně i u cejchování.

Kódování s pohyblivou řádovou čárkou

Oproti předchozímu řešení, kódování s pohyblivou řádovou čárkou nemá v podstatě žádné slabiny a proto jsem toto řešení implementoval ve svém programu. Dynamický rozsah je naprosto dostačující a hodnoty jednotlivých vzorků amplitudy nejsou buď vůbec, anebo minimálně zaokrouhlovány. Jak bylo vysvětleno v kapitole 5.3.3, zakódování obsahu signálu se přesouvá do rozsahu -1 až 1. Jediná překážka může nastat v převádění vypočítaného zesílení na tento rozsah. To lze ovšem vyřešit jednoduše podle návodu v [27]. Půjdeme na to ovšem obráceně:

⁸ Kompletní specifikace souboru WAV z odkazu [24].

Každý vygenerovaný vzorek převedeme do rozsahu $\langle -1, 1 \rangle$ podle podmínky:

```
if (vzorek < 0)
    novy_vzorek = vzorek / ref1;
else
    novy_vzorek = vzorek / ref2;
```

Kde $ref1$ a $ref2$ jsou referenční hodnoty pro převod čísla určitého datového typu.

- Pro 8-bit: $ref1 = 128$; $ref2 = 127$
- Pro 16-bit: $ref1 = 32768$; $ref2 = 32767$
- Pro 32-bit: $ref1 = 2146483648$; $ref2 = ref1 - 1$

V programu byla sjednocena hodnota absolutního zesílení s relativním následovně: $A = A[\%] \rightarrow 40\ 000 = 100\ %$. A je poté převáděno do intervalu $\langle -1, 1 \rangle$.

5.3.6 Volba scénáře pro vyšetření

Vyšetření se skládá ze dvou částí:

- Vyšetření prahu slyšení
- Vyšetření poklesem intenzity

Vyšetření poklesem intenzity spadá do kategorie nadprahových testů. Je tedy nejprve nutno znát práh percepce pro tzv. čistý tón o frekvenci 1000 Hz, který zjistíme prvním vyšetřením. Posloupnost těchto částí je tedy zřejmá.

Scénář automatického prahového vyšetření

Úloha vyšetření prahu percepce na jednotné frekvenci 1000 Hz lze rozdělit na jednotlivé tzv. elementární experimenty. Elementární experiment je základním úkolem, který se během vyšetřování prahu percepce opakuje v konečném počtu svých realizací s cílem postupně lokalizovat odhadovanou hodnotu prahu v definovaném intervalu použitelných podnětů [7].

Vstupem elementárního experimentu je podnět s_k z množiny podnětů S . Výstupem je potom odezva pacienta $y \in \{0, 1\}$, $y \in Y$. Na základě odezvy pacienta se automaticky volí nový podnět s_k , dokud není přesně zjištěn práh slyšení na této frekvenci. Volba podnětu se provádí metodou půlení intervalu, jakožto velice účinné metodě, co se konvergence týče [7].

Výběr podnětu půlením intervalu:

```
if (y == 1)
{
    max = aktualni;
    aktualni = (aktualni + min) / 2;
}
else
{
    min = aktualni;
    aktualni = (aktualni + max) / 2;
}
aktualni = 5 * round(aktualni / 5.0);
```

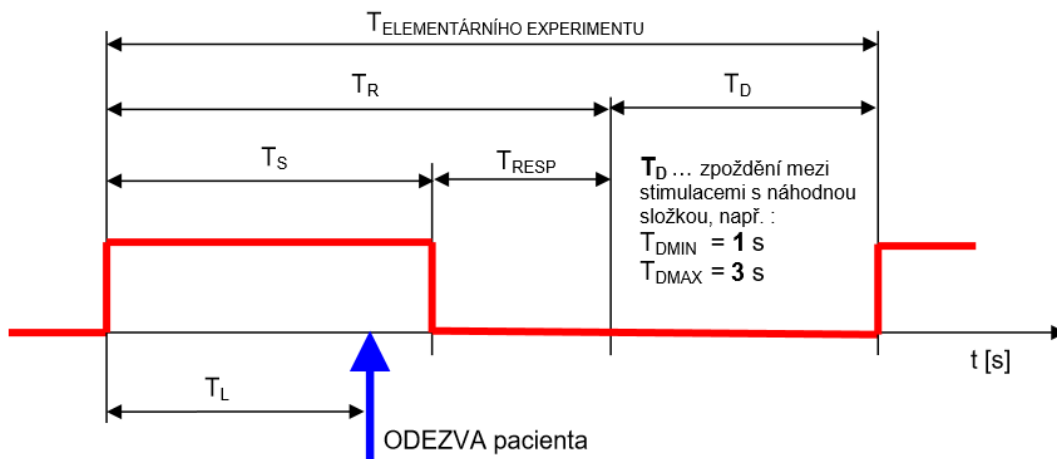
Zaokrouhlování intenzity podnětu k číslu dělitelnému 5, jakožto nejmenší krok, o který se v audiometrii lze posunout. Zaokrouhlování v programu funguje tak, že když je hodnota čísla „**aktualni**“ přesně na rozmezí mezi dvěma čísly, vždy se vybírá hodnota, která je vzdálenější od nuly, a to oběma směry.

Příklady:

```
aktualni = 22.5 => 5 * round(aktualni / 5.0) => aktualni = 25
aktualni = -7.5 => 5 * round(aktualni / 5.0) => aktualni = -10
```

Elementární experiment lze rozdělit na jednotlivé časové úseky jako je tomu na obrázku 5.18:

- doba trvání podnětu T_S – doba, po kterou je generován audiometrem akustický signál do sluchátek.
- doba sledování odezvy T_R – doba, po kterou je zaznamenávána reakce pacienta.
- doba doběhu T_{RESP} – doba po skončení podnětu, ale stále zaznamenáváme reakce.
- doba latence T_L – doba reakce pacienta, tj. doba, která uplyne od zahájení podnětu do okamžiku, kdy pacient reaguje stiskem patientského tlačítka.
- doba mezi podněty T_D – náhodná doba čekání na další podnět.



Obrázek 5.18 – Časový průběh elementárního experimentu

Vyšetření se podle počtu opakování dělí na:

1. Screening – posloupnost experimentů proběhne jen jednou; veškeré omyly nebo pozdní reakce nejsou tolerovány.
2. Opakované – celé vyšetření probíhá několikrát pro ověření pravdivosti nalezení prahu percepce.

Pro automatické hledání prahu je lepší provádět vyšetřování opakovaně. V programu prahové vyšetření proběhne 2x. Liší-li se výsledky o více, než 5 dB, provádí se 3. opakování. Je-li rozdíl naměřených prahů v toleranci 5dB, započítává se lepší z nich.

Scénář detekce GAP

Vyšetření metodou poklesu intenzity se bude provádět na stejné frekvenci jako vyšetření prahu percepce, čili na frekvenci 1000 Hz. Před samotným vyšetřením se stanoví zesílení, které se přičte k nalezené prahové hodnotě. Toto zesílení se pohybuje mezi 20 – 50 dB a jeho volba závisí jen na vyšetřujícím. Podobný nadprahový test (kap. 4.5.5) se prováděl se zesílením 40 dB nad prahem percepce.

Stejně jako u předchozího vyšetření, i zde lze úlohu rozdělit na jednotlivé GAP elementární experimenty. Tentokrát elementární experiment definujeme jako základní úkon, který se během nadprahového vyšetřování poklesem intenzity opakuje v konečném počtu svých realizací s cílem postupně lokalizovat odhadovanou hodnotu nejmenšího a zároveň nejkratšího poklesu intenzity v definovaném intervalu použitelných podnětů.

Na vstupu experimentu máme podnět p_k z množiny podnětů P na frekvenci $f = 1000$ Hz. Výstupem experimentu je potom odezva $z \in \{0, 1\}$, $z \in Z$. Odezva z je úměrná výskytu GAP, jehož umístění v podnětu je náhodné.

Možnosti volby scénáře pro hledání parametrů GAP jsou podle zadání 2:

- Nastavení pevné šířky mezery → hledání minimální rozlišené velikosti poklesu.
- Pevné nastavení velikosti poklesu → hledání šíře poklesu, kterou pacient jistě rozezná.

Nastavení pevné šířky mezery

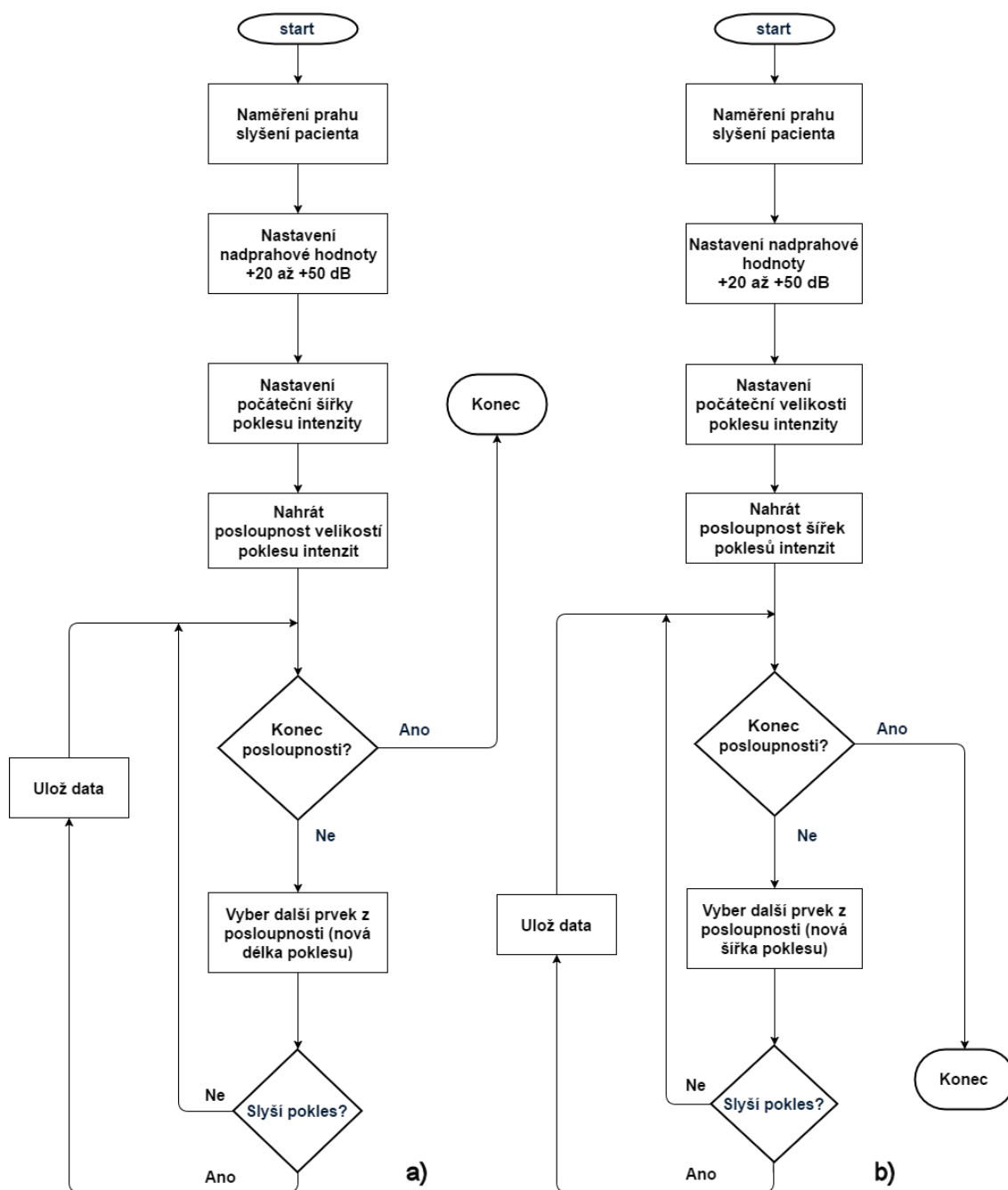
Před samotným počátkem tohoto měření nastavujeme zesílení signálu na určitou hodnotu (20 – 50 dB) nad naměřený práh. Dále nastavujeme délku trvání stimulu (v ms) a šířku poklesu. Šířka jde nastavit libovolně mezi 1 – 1000 ms. V průběhu měření poté systém automaticky mění velikost poklesu podle zadané posloupnosti. Výsledkem je nalezení nejmenší změny intenzity při dané šířce poklesu. Posloupnost je implicitně nastavena následovně: 100, 90, 80, 70, 60, 50, 45, 40, 35, 30, 25, 20, 15, 10, 8, 5, 3. Jednotky jsou v procentech (0% = práh + zesílení; 100% = práh slyšení). Schéma vyšetření je ukázáno na obrázku 5.19 a.

Nastavení pevné velikosti poklesu

Stejně jako v předchozí variantě je nutné si nastavit zesílení a délku stimulu. Rozdíl je ovšem v tom, že jako další parametr nastavujeme velikost poklesu v jednotkách procent. To lze v intervalu 3 – 100 %. V průběhu měření se tedy mění pouze šířka poklesu podle zadané posloupnosti. Výsledkem je nalezení nejmenší zaregistrovatelné šířky při zvolené velikosti poklesu. Posloupnost je implicitně nastavena následovně: 500, 300, 200, 100, 50, 40, 30, 20, 15, 10, 5, 1. Jednotky jsou v milisekundách. Schéma vyšetření je ukázáno na obrázku 5.19 b.

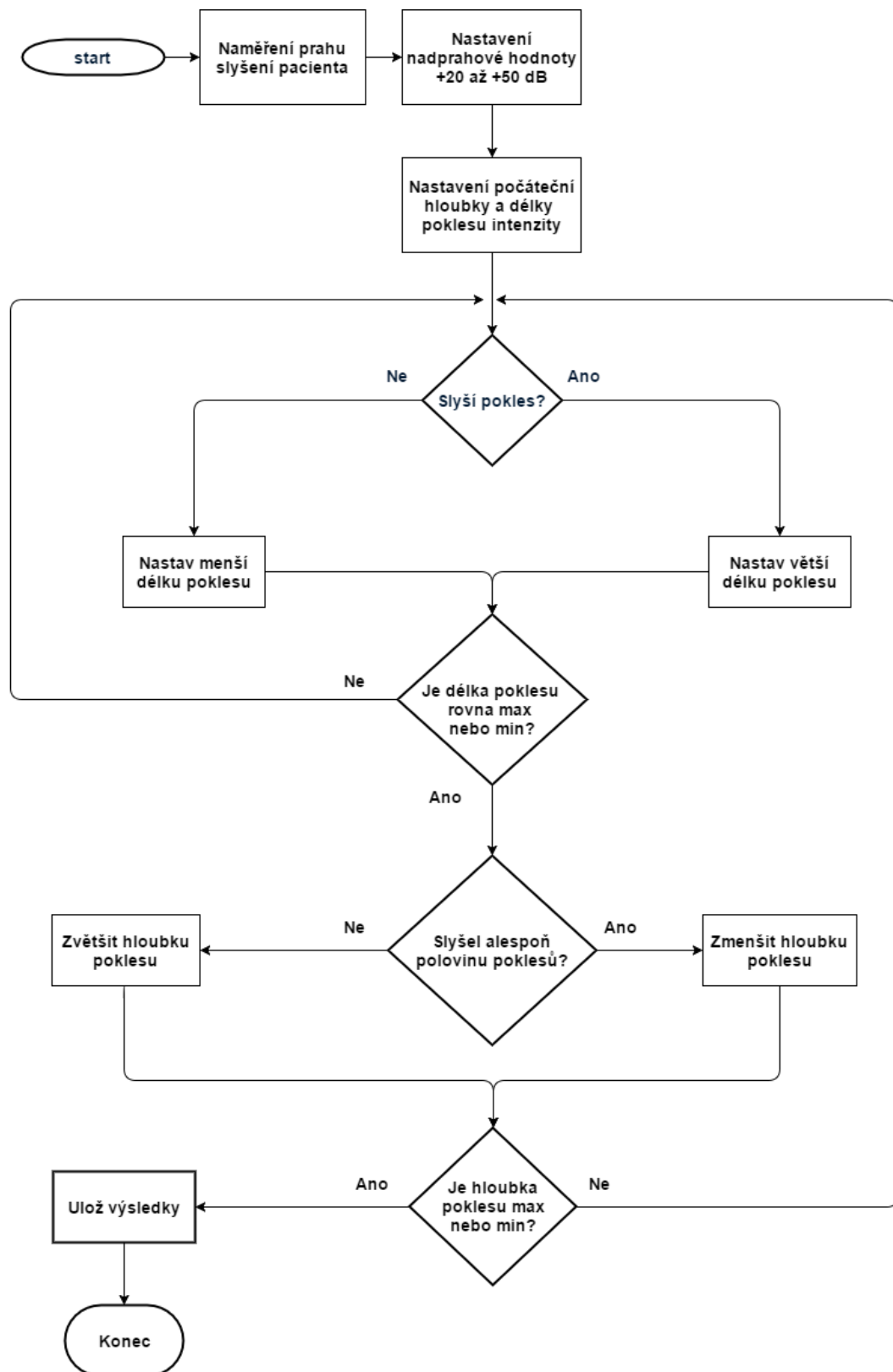
Poznámka:

Obě tyto posloupnosti s postupným klesáním hodnot, ať už se jedná o posloupnost šířek nebo posloupnost velikostí poklesu, nejsou pro tyto metody ideální volbou. Bylo pozorováno, že se testované osoby dokáží na tento systém adaptovat. Vhodnější volbou pro volbu parametrů poklesu, po vyhodnocení výsledku experimentu, by mohla být metoda půlení intervalu.



Obrázek 5.19 – Schéma průběhu vyšetření:
 a) S nastavením pevné šířky mezery (vlevo)
 b) S nastavením pevné velikosti poklesu (vpravo)

Kombinovaný způsob



Obrázek 5.20 – Schéma vyšetření pro automatické vyhledání parametrů poklesu intenzity

Kombinace obou těchto scénářů nakonec konverguje k tomu, že nalezneme takový pokles, jehož šíři pacient spolehlivě rozpozná s určitým útlumem oproti maximální intenzitě podnětu (práh + zesílení). Lze tedy stanovit třetí možný scénář, který nazveme „**automatické hledání parametrů poklesu**“. Automatické hledání tohoto poklesu spočívá v tom, že existují dva cykly ovládající nastavení parametrů GAP. První (vnější) cyklus nastavuje útlum poklesu oproti maximální hodnotě. Druhý (vnořený) cyklus nastavuje šíři poklesu. Nastavování parametrů je řízeno automaticky výstupem GAP elementárního experimentu.

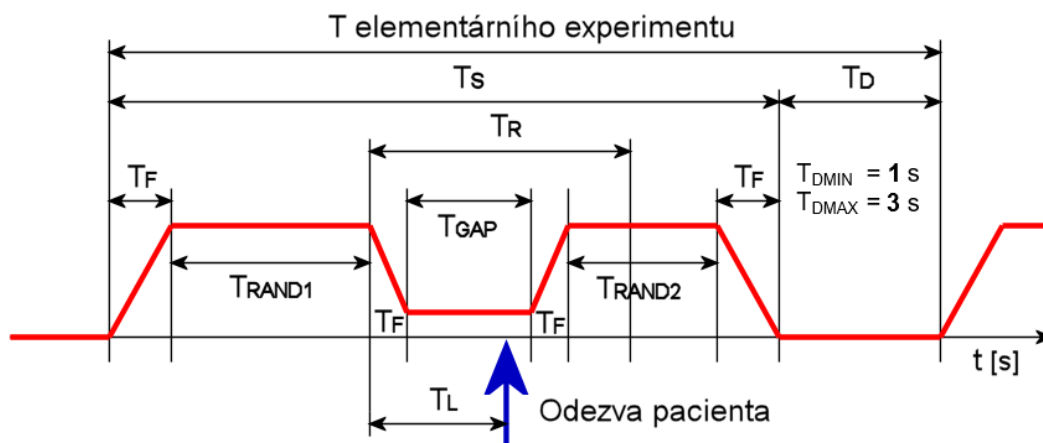
1. Vnitřní cyklus – šíře poklesu se pohybuje v intervalu (0, 1000) ms; nastavení nové šířky je závislé na reakci pacienta a provádí se půlením intervalu; počáteční experiment se provádí na šířce 500 ms.
2. Vnější cyklus – velikost poklesu se pohybuje mezi 3 – 100% (kde 0 % značí žádný pokles a 100% znamená pokles až na úroveň nalezeného prahu percepce); nastavení nové velikosti závisí na počtu správných reakcí, jež se musí rovnat alespoň polovině všech reakcí; metoda volby je opět půlení intervalu; počáteční hodnota útlumu je 50%.

Opět jako u předchozího vyšetření lze vyšetření dělit podle počtu jeho opakování. Zde ovšem preferuji screeningový test kvůli délce vyšetření. Délku vyšetření lze ovlivňovat nastavením délky trvání podnětu, v němž se hledaný pokles intenzity bude pohybovat.

Náběh T_F do plné hlasitosti signálu je vytvářen pomocí lineární funkce. Tento náběh resp. postupný útlum je použit i umístování poklesu v podnětu (obrázek 5.21). Jeho délka byla stanovena na 100 ms na základě experimentů. Při kratší délce náběhu mají sluchátka tendenci „lupnout“, což může být způsobeno i vzorkováním. Toto „lupnutí“ je samozřejmě závislé na velikosti náhlého útlumu nebo zvýšení hlasitosti podnětu. I přes to jsem se rozhodl ponechat tuto délku konstantní.

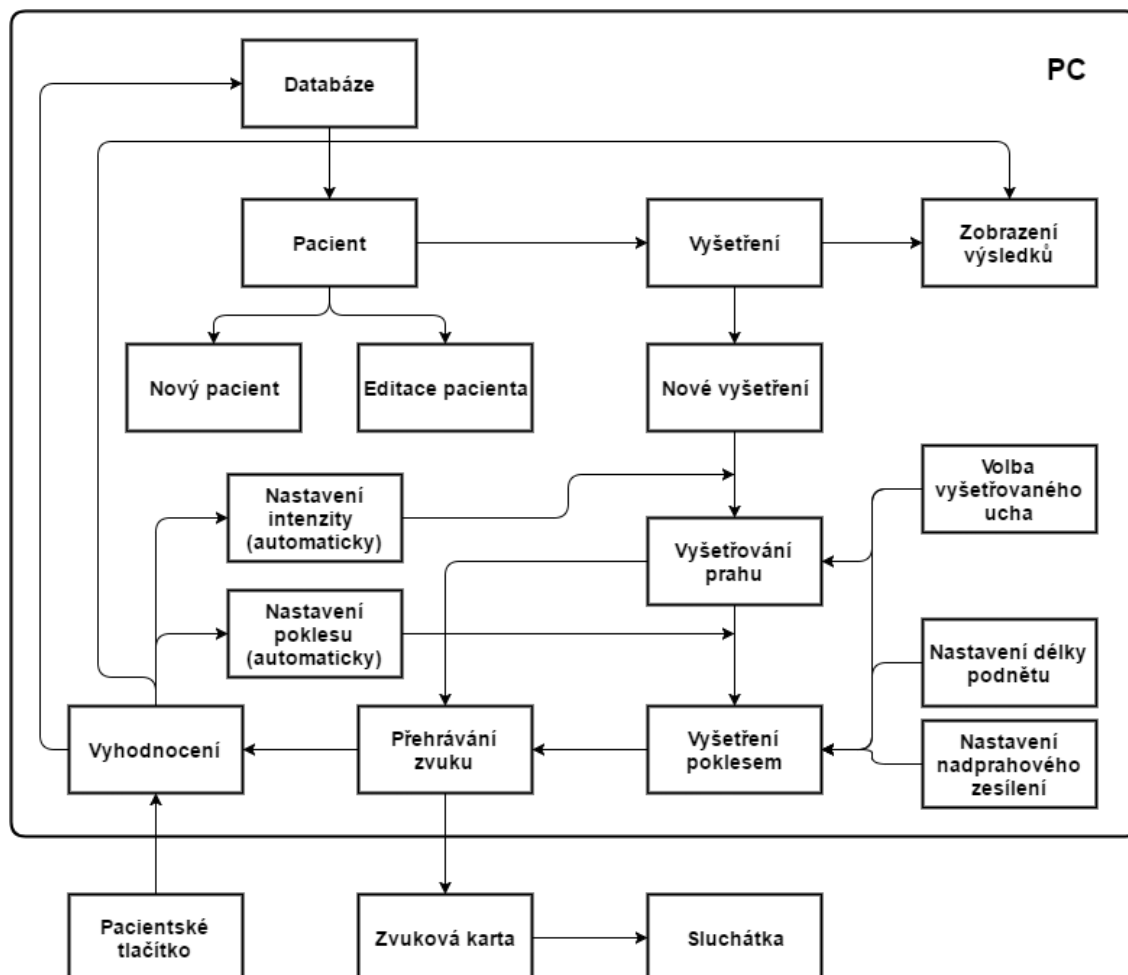
GAP elementární experiment lze rozdělit na jednotlivé časové úseky jako je tomu na obrázku 5.21:

- doba trvání podnětu T_S – doba, po kterou je generován audiometrem akustický signál do sluchátek
- doba sledování odezvy T_R – doba, po kterou je zaznamenávána reakce pacienta
- doba náběhu T_F – doba zesílení resp. zeslabení signálu do požadované hlasitosti
- doba poklesu T_{GAP} – doba, po kterou je aktivní úroveň intenzity, kterou pacient v podnětu hledá
- doba latence T_L – doba reakce pacienta, tj. doba, která uplyne od výskytu poklesu do chvíle, než pacient zareaguje stiskem tlačítka
- doba mezi podněty T_D – náhodná doba čekání na další podnět



Obrázek 5.21 – Časový průběh GAP elementárního experimentu

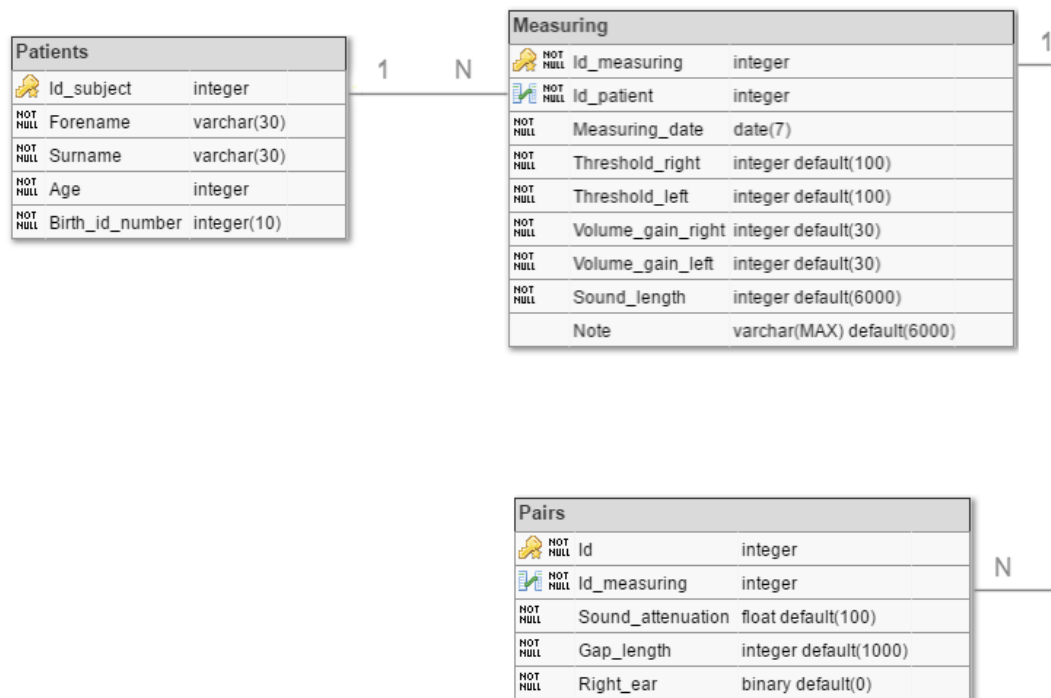
5.4 Blokové schéma vyšetřovacího programu



Obrázek 5.22 – Blokové schéma komponent vyšetřovacího programu

Obrázek 5.22 znázorňuje navržené blokové schéma softwarového programu umožňujícího vyšetření prahu percepce a vyšetření poklesu intenzity na kmitočtu 1000 Hz. Vyšetření jsou automaticky řízena prostřednictvím bloku „Vyhodnocení“, který na základě odezvy pacienta nastavuje parametry pokračování vyšetření bloky „Nastavení intenzity“ a „Nastavení poklesu“. Výsledky se automaticky ukládají do „Databáze“, kde má každý pacient uložené základní osobní data (jméno, příjmení, věk, rodné číslo), a kde má tabulku proběhlých vyšetření se všemi zaznamenanými daty. Ty lze posléze prohlížet. Parametry stimulace, jako „Volba vyšetřovaného ucha“, „Nastavení délky podnětu“ a „Nastavení nadprahového zesílení“ nastavuje vyšetřující před začátkem stimulace. Tyto parametry jsou důležité pro generování souboru WAV, jež je posléze dekodován a pro „Přehrávání zvuku“ zaslán na externí „Zvukovou kartu“ a následně „Sluchátka“, která signál interpretují jako zvuk.

5.5 Návrh databáze



Obrázek 5.23 – Schéma databáze programu

Databáze programu se skládá ze 3. tabulek (Patients, Measuring, Pairs). Tabulky jsou mezi sebou propojeny vazbami 1:N (Obrázek 5.23) a splňují 3. normální formu. Databáze je typu používaném v Microsoft SQL Server.

Tabulka Patients – obsahuje osobní údaje o vyšetřovaném subjektu. Skládá se z celočíselného primárního klíče **id_subject**, řetězce **Forename** a **Surname** pro uchování jména a příjmení, nakonec obsahuje celočíselné sloupce **Age** a **Birth_id_number** pro uchování věku resp. rodného čísla pacienta.

Tabulka Measuring – obsahuje základní údaje o proběhnutém vyšetření. Skládá se z primárního klíče **id_measuring**, cizího klíče **id_patient**, který odkazuje na pacienta, ke kterému měření spadá. Dále se skládá ze sloupců **Measuring_date**, kam se ukládá datum měření, celočíselných **Threshold_right** a **Threshold_left** zastupující naměřený práh slyšení pravého resp. levého ucha, **Volume_gain_right** a **Volume_gain_left** pro nadprahové zesílení, **Sound_length** zastupující délku stimulu, a nakonec řetězec **Note** pro ukládání poznámek o měření.

Tabulka Pairs – obsahuje parametry správně určených poklesů intenzity. Skládá se z primárního klíče **id**, cizího klíče **id_measuring** odkazujícího na konkrétní měření, reálného čísla **Sound_attenuation** uchováající informaci o procentuálním útlumu poklesu intenzity, celočíselného sloupce **Gap_length** pro šířku poklesu a nakonec sloupec s dvoustavovou hodnotou **Right_ear** pro informaci o tom, které ucho bylo měřeno.

6 Výsledky testování a měření

Smyslem testování bylo ověřit funkčnost zařízení nejen na znalé osobě, ale i určitém vzorku zdravé populace. Nikomu z testovaného vzorku nebyla diagnostikována porucha sluchu. Metody vyšetření poklesem intenzity použité a testované v této práci jsou jednoduchou variantou sady testů *Random Gap Detection Test* používaných v publikaci [31]. Jejich využití by mělo sloužit k nalezení parametrů poklesu intenzity (GAP) jako je šířka a velikost poklesu. Implementovaná varianta nebyla nalezena v žádné publikaci.

Měření probíhala v různých podmínkách. Největší část vyšetření byla situována do zvukotěsné kabiny firmy „Soning“ se stupněm zvukové izolace 33 dB. Zbytek byl naměřen v tichých místnostech, jako je knihovna nebo pokoj v panelovém bytě za mírných rušivých podmínek. Všechny rušivé elementy, které byly zaznamenány během měření, byly zapsány do sloupečku s poznámkami k vyšetření. Rušení nešlo předcházet, neboť se objevovalo nahodile. Vyšetření trvalo průměrně 15 minut.

6.1 Charakteristika testovaného vzorku osob

Vytvořenou a zkalibrovanou aplikací (míněně řetězec SW → externí zvuková karta → sluchátka) bylo naměřeno celkem 28 osob z toho 16 mužů a 12 žen. Vyšetření bylo rozděleno na 3 věkové skupiny. První věková skupina obsahuje 13 osob (6 žen) ve věku 14 – 25 let. Druhou věkovou kategorií tvoří skupina 10 osob (3 ženy) ve věku od 26 do 43 let. Poslední věková skupina obsahuje 5 starších osob (3 ženy) věkem od 52 do 59 let. Všechny 28 osob nebylo testováno na stejné metody. Následuje rozpis metod a k nim odpovídající počet testovaných:

Vyšetření prahu:

- Právě ucho i levé ucho – **28 osob** (12 žen)

Vyšetření poklesem intenzity:

- 1) S pevnou šířkou poklesu
 - a) Nadprahové zesílení 30 dB
 - Právě ucho – **20 osob** (8 žen)
 - Levé ucho – **18 osob** (7 žen)
 - b) Nadprahové zesílení 40 dB – **5 osob** (3 ženy), obě uši
- 2) S pevnou velikostí poklesu
 - a) Nadprahové zesílení 30 dB
 - Právě ucho – **22 osob** (9 žen)
 - Levé ucho – **20 osob** (8 žen)
 - b) Nadprahové zesílení 40 dB – **5 osob** (3 ženy), obě uši

6.2 Testování

Na celkovém počtu 28 osob bylo provedeno 49 měření. Z toho vzniklo 49 záznamů o prahovém vyšetření, 7 záznamů se týká kombinovaného vyšetření automatického nalezení parametrů poklesu a 28 záznamů odpovídá vyšetřením metodami s pevným nastavením šířky a pevným nastavením velikosti poklesu intenzity. Některé osoby byli testováni vícekrát.

Testovanému je vysvětlen postup, jakým bude vyšetření probíhat. Ujistíme se, že výkladu rozumí a chápe význam jednotlivých experimentů. Před začátkem vyšetření si testovaný sám usadí správně a pohodlně sluchátka na hlavu a posadí se na židli. Po prahovém vyšetření testovanému znovu vysvětlíme postup měření metodou poklesu intenzity, čímž si zajistíme, že bude subjekt správně reagovat na nový podnět. Vyšetření probíhá za klidných akustických podmínek.

6.2.1 Prahové vyšetření

Postup vyšetření

Práh je stanoven pro obě uši vyšetřením tónovou audiometrií pro jednotný kmitočet 1000 Hz. Nalezení prahu probíhá změnou intenzity tónu podle reakcí na podnět. Pozitivní reakce má za následek snížení intenzity dalšího podnětu, negativní opak. Metodou půlení intervalu je konvergence k odhadovanému prahu urychlena. Celé vyšetření se opakuje minimálně 2x. Dokud není rozdíl naměřených prahů menší než 10 dB, probíhá další opakování. Po skončení vyšetření se prahy ukládají do databáze a je zpřístupněno vyšetření poklesem intenzity.

Výsledky

Tabulka 6.1 a 6.2 ukazují statistické výsledky naměřených prahových hodnot na jednotlivých věkových skupinách.

| Pravé ucho | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina |
|--------------|------------|------------|------------|
| MINIMUM | -10,00 | -10,00 | -10,00 |
| MEDIÁN | 0,00 | 0,00 | 15,00 |
| PRŮMĚR | -0,77 | 0,00 | 7,00 |
| MAXIMUM | 5,00 | 10,00 | 20,00 |
| SM. ODCHYLKA | 5,34 | 5,77 | 13,51 |

Tabulka 6.1 – Statistické údaje o naměřeného prahu percepce na pravém uchu

| Levé ucho | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina |
|--------------|------------|------------|------------|
| MINIMUM | -10,00 | -10,00 | -5,00 |
| MEDIÁN | 0,00 | 0,00 | 15,00 |
| PRŮMĚR | 1,54 | 0,00 | 8,00 |
| MAXIMUM | 15,00 | 10,00 | 15,00 |
| SM. ODCHYLKA | 7,47 | 6,24 | 9,75 |

Tabulka 6.2 – Statistické údaje o naměřeného prahu percepce na levém uchu

6.2.2 Vyšetření poklesem intenzity

Postup vyšetření

Na začátku vyšetření se volí délka podnětu a nadprahové zesílení. Vyšetřující také volí testovací metodu. Na výběr jsou tyto metody:

- S pevnou šířkou poklesu
- S pevnou velikostí poklesu
- Kombinované vyšetření

Jako základní měřicí metoda byla použita metoda s pevnou šířkou poklesu. Šířka byla nastavena podle podobné studie [31], kdy by měl zdravý jedinec spolehlivě slyšet pokles se šířkou 20 ms, tudíž je vhodné zvolit tuto hodnotu. Metoda nastaví velikost poklesu na 100% (100% = intenzita naměřeného prahu percepce) a postupně tuto hodnotu snižuje, podle posloupnosti uvedené v kapitole 5.3.6, nezávisle na reakci testovaného. Průběh této metody je vhodné nepřerušovat, ale pokud je posloupnost lineární (nebo téměř lineární jako použitá posloupnost) a subjekt delší dobu nereaguje, je experiment možné předběžně ukončit.

Po skončení průběhu první metody nastavíme pevnou velikost poklesu na hodnotu, kterou testovaný naposledy slyšel a adekvátně reagoval v předchozím testu. Metoda nastaví šířku poklesu na 500 ms a postupně tuto hodnotu snižuje obdobně jako v předchozím testu. Pokud vyšetřovaný neslyší pokles v rozmezí 1 – 20 ms velikosti šířky, nastavíme velikost poklesu na předchozí hodnotu posloupnosti. Lze však nastavovat i nezávisle na posloupnost.

Výsledkem je pokles s nalezenými parametry (šířka, velikost). Tento postup byl prováděn u všech měření uvedených v této práci.

Použitá posloupnost šířek u metody s pevnou velikostí poklesu vychází z již zmíněné publikace o GAP testování [31]. Šířka GAP je jako jediný známý parametr o testování s GAP v dostupných publikacích. Z důvodu velké variability nastavení této šíře byly testy první metody provedeny pouze pro šířku 20 ms. Z analýzy a zhodnocení výsledků se posléze zjistilo, že by bylo vhodné testování provést i na jiných hodnotách tohoto parametru.

Výsledky měření metody s pevnou šířkou poklesu

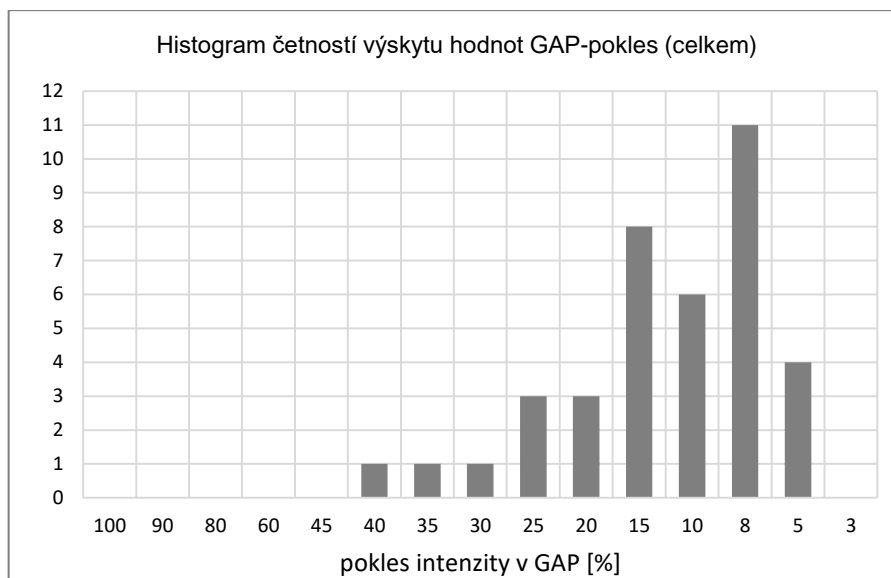
U všech 20 testovaných osob na této metodě byla intenzita podnětu nastavena na naměřený práh + 30 dB. Tabulka 6.3 prezentuje neměřené výsledky (velikost GAP [%]) této metody. Zvýrazněné řádky se týkají testovaných subjektů, u nichž byla zaznamenána nějaká abnormalita.

| GAP šířka = 20 ms | | | R | | L | |
|-------------------|-----|---------|------------------|----------------|------------------|----------------|
| osoba | Věk | pohlaví | práh sluchu [dB] | GAP pokles [%] | práh sluchu [dB] | GAP pokles [%] |
| 1 | 27 | Ž | 0 | 15 | 5 | 15 |
| 2 | 59 | Ž | 15 | 10 | 15 | 10 |
| 3 | 16 | M | 0 | 15 | -10 | 15 |
| 4 | 53 | Ž | -10 | 8 | 0 | 15 |
| 5 | 24 | M | 0 | 25 | 0 | 15 |
| 6 | 26 | M | -5 | 8 | -5 | 10 |
| 7 | 23 | M | -5 | 20 | -5 | 8 |
| 8 | 29 | M | 10 | 10 | 10 | 8 |
| 9 | 31 | M | 0 | 15 | 5 | 8 |
| 10 | 57 | Ž | 15 | 8 | 15 | 8 |
| 11 | 25 | Ž | 5 | 25 | 10 | 30 |
| 12 | 35 | M | 0 | 20 | 0 | |
| 13 | 31 | Ž | 5 | 10 | 0 | |
| 14 | 14 | Ž | 5 | 20 | 15 | 35 |
| 15 | 20 | Ž | -10 | 5 | -5 | 8 |
| 16 | 25 | M | 0 | 8 | 0 | 8 |
| 17 | 40 | M | 5 | 5 | 5 | 10 |
| 18 | 23 | M | 0 | 8 | 5 | 15 |
| 19 | 31 | M | -10 | 40 | -10 | 25 |
| 20 | 28 | M | -5 | 5 | 0 | 5 |

Tabulka 6.3 – Výsledky testů metody s pevnou šířkou 20 ms při nadprahovém zesílení 30 dB.

| | Celkem | Pravé ucho | Levé ucho |
|----------|--------|------------|-----------|
| MIN | 5,00 | 5,00 | 5,00 |
| MAX | 40,00 | 40,00 | 35,00 |
| PRŮMĚR | 13,89 | 14,00 | 13,78 |
| MEDIÁN | 10,00 | 10,00 | 10,00 |
| SM.ODCH. | 8,49 | 8,89 | 8,29 |

Tabulka 6.4 – Statistické údaje o výsledcích metody s pevnou šířkou 20 ms



Obrázek 6.1 – Histogram četností reakcí na GAP v závislosti na velikosti poklesu (obě uši dohromady)

Ze 38 proběhlých měření (18 osob levé ucho, 20 osob pravé ucho) dostáváme statistické údaje (tabulka 6.4) a histogram četností výskytu reakce při určitém zesílení GAP. Údaje z obou uší můžeme sjednotit, předpokládáme-li, že jsou osoby zdravé. Z těchto údajů je patrné, že nejčastější velikost poklesu, na kterou vyšetřovaní reagovali, byla 8% (11 z 38 vyšetření), medián je roven 10% a průměrná reakce by se měla objevovat na zhruba 13% velikosti poklesu.

Výsledky měření metodou s pevnou velikostí poklesu

Měření touto metodou bylo použito podobně, jako je tomu u kombinované metody (kapitola 5.3.6). Vycházelo se z informací poskytnutých výsledky metody s pevnou šířkou. Testování předchozí metodou nám poskytlo informaci, kde by se zhruba měl nalézat pomyslný práh, kdy vyšetřovaný rozpozná pokles intenzity. Metodou s pevnou velikostí poklesu tuto informaci prověříme, navíc otestujeme, jak krátký pokles je testovaná osoba ještě schopna rozpoznat. Výsledkem jsou parametry GAP.

Tabulka 6.5 prezentuje výsledky 22 osob měřených touto metodou. U všech testovaných osob na této metodě byla intenzita podnětu nastavena na naměřený práh + 30 dB. Výsledky v tabulce zaznamenány jako dvojice parametrů poklesu (velikost a šířka GAP). Zvýrazněné řádky se týkají testovaných subjektů, u nichž byla zaznamenána nějaká abnormalita.

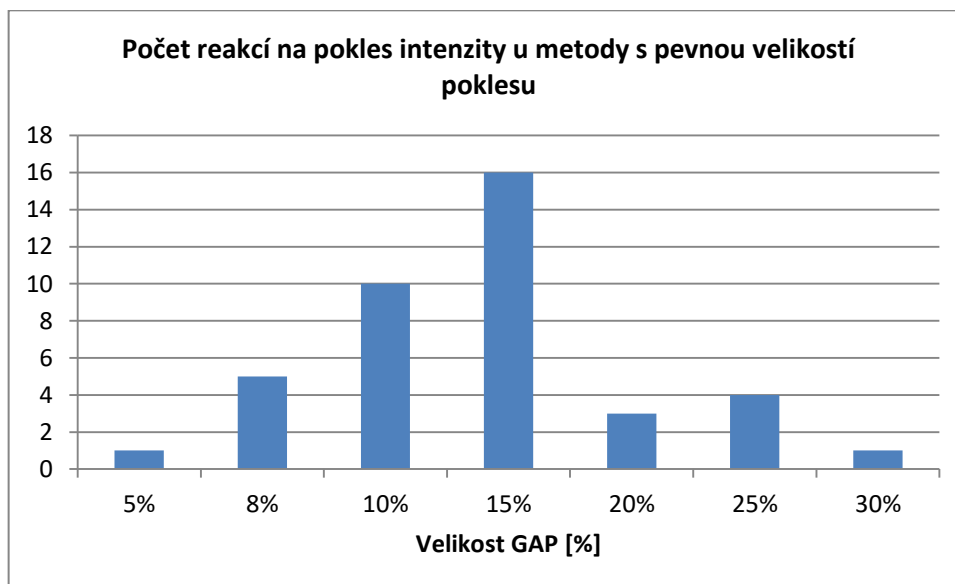
| pevná velikost GAP | | | R | | | L | | |
|--------------------|-----|---------|------------------|----------------|----------------|------------------|----------------|----------------|
| osoba | věk | pohlaví | práh sluchu [dB] | GAP pokles [%] | GAP šířka [ms] | práh sluchu [dB] | GAP pokles [%] | GAP šířka [ms] |
| 1 | 27 | Ž | 0 | 15 | 100 | 5 | 10 | 5 |
| 2 | 59 | Ž | 15 | 15 | 1 | 15 | 20 | 15 |
| 3 | 16 | M | 0 | 15 | 1 | -10 | 15 | 40 |
| 4 | 53 | Ž | -10 | 8 | 15 | 0 | 20 | 15 |
| 5 | 24 | M | 0 | 5 | 1 | 0 | 10 | 5 |
| 6 | 26 | M | -5 | 10 | 5 | -5 | 15 | 1 |
| 7 | 23 | M | -5 | 15 | 1 | -5 | 15 | 1 |
| 8 | 29 | M | 10 | 15 | 1 | 10 | 8 | 1 |
| 9 | 31 | M | 0 | 15 | 5 | 5 | 10 | 1 |
| 10 | 57 | Ž | 15 | 15 | 5 | 15 | 10 | 20 |
| 11 | 25 | Ž | 5 | 35 | 20 | 10 | 30 | 15 |
| 12 | 35 | M | 0 | 25 | 1 | 0 | | |
| 13 | 31 | Ž | 5 | 25 | 15 | 0 | | |
| 14 | 14 | Ž | 5 | 10 | 5 | 15 | 15 | 5 |
| 15 | 20 | Ž | -10 | 8 | 5 | -5 | 10 | 1 |
| 16 | 25 | M | 0 | 8 | 5 | 0 | 8 | 1 |
| 17 | 40 | M | 5 | 15 | 1 | 5 | 15 | 1 |
| 18 | 23 | M | 0 | 10 | 5 | 5 | 10 | 5 |
| 19 | 31 | M | -10 | 25 | 5 | -10 | 25 | 20 |
| 20 | 28 | M | -5 | 10 | 1 | 0 | 10 | 1 |
| 22 | 23 | Ž | -10 | 20 | 10 | -5 | 15 | 30 |
| 22 | 24 | M | 0 | 15 | 15 | 0 | 15 | 5 |

Tabulka 6.5 – Výsledky testů naměřené metodou s pevnou velikostí poklesu při nadprahovém zesílení 30 dB

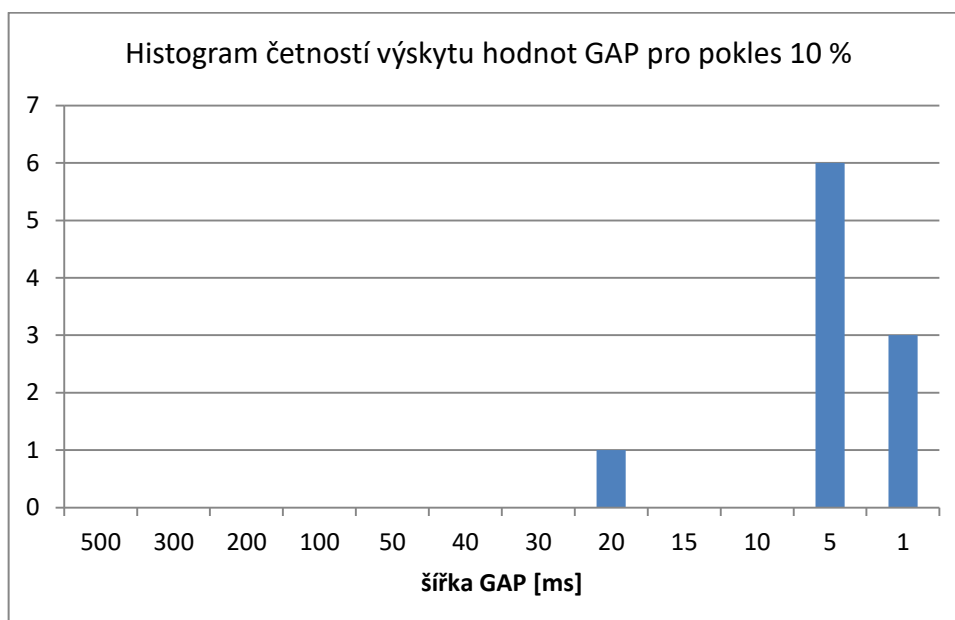
| | Velikost GAP 8% | Velikost GAP 10% | Velikost GAP 15% | Velikost GAP 20% | Velikost GAP 25% |
|----------|-----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| MIN | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 10,00 | 1,00 |
| MAX | 15,00 | 20,00 | 100,00 | 15,00 | 20,00 |
| PRŮMĚR | 5,40 | 4,91 | 13,31 | 13,33 | 10,25 |
| MEDIÁN | 5,00 | 5,00 | 3,00 | 15,00 | 10,00 |
| SM.ODCH. | 5,73 | 5,38 | 25,82 | 2,89 | 8,77 |

Tabulka 6.6 – Tabulka statistických údajů o nejdůležitějších četnostech z výsledků měření metodou s pevnou velikostí poklesu

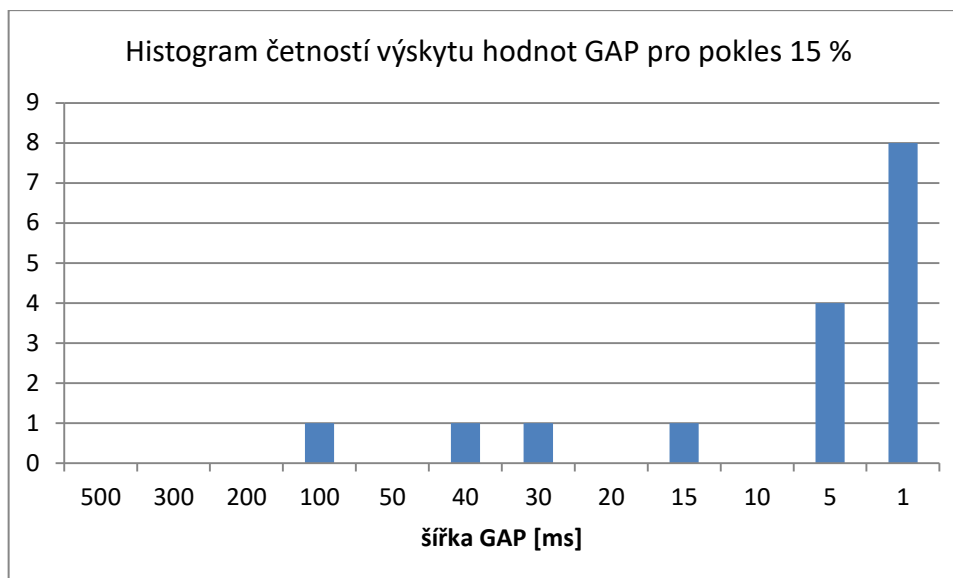
Ze 42 měření (20 levé ucho, 22 pravé ucho) získáváme statistické údaje (tabulka 6.6) o četnostech reakcí na pokles intenzity dané velikosti. Nejzajímavější informace je ta, že nečastější reakce se u této metody vyskytovaly mezi 10 – 15% velikosti GAP. Četnosti u jednotlivých velikostí jsou vyjádřeny grafem v obrázku 6.2. Četnosti pro 10% a 15% velikost poklesu ve většině (26 ze 42 měření) převládají. Obrázky 6.3 a 6.4 prezentují četnosti šířek u těchto dvou velikostí poklesu.



Obrázek 6.2 – Četnosti reakcí na pokles v závislosti na velikosti GAP.



Obrázek 6.3 – Četnosti šířek u 10% velikosti poklesu



Obrázek 6.4 – Četnosti šířek u 15% velikosti poklesu

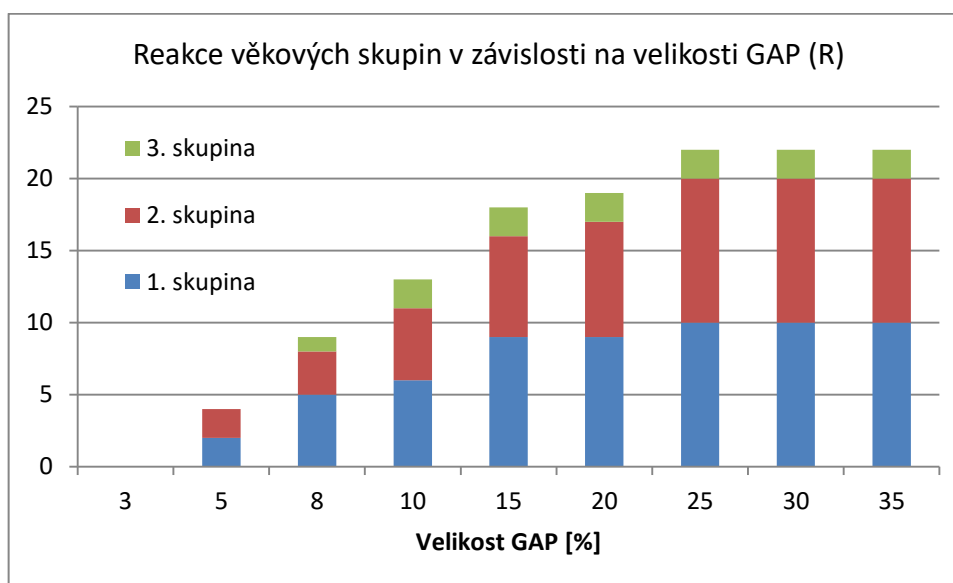
Následují výsledky počtu reakcí na pokles u věkových skupin. Testy byly provedeny na větším počtu osob s použitím nadprahového zesílení 30 dB a jen na malém vzorku osob s nadprahovým zesílením 40 dB. Tři testování (subjekty 10, 16 a 20 z tabulky 6.3) byli tedy vyšetřeni znovu a výsledky lze porovnat. Výsledky reakcí osob na pokles intenzity s nadprahovým zesílením 40 dB jsou prezentovány na obrázcích 6.9 a 6.10.

Tabulka 6.7 a 6.8 prezentují nejlepší naměřené výsledky věkových skupin z jednotlivých měření kombinací obou metod. Jako nejlepší výsledek z jednoho měření se zde bere nejmenší velikost poklesu, na kterou testovaný reagoval při šířce poklesu 20 ms. Tabulkám 6.7 a 6.8 odpovídají grafy z obrázku 6.5 – 6.8.

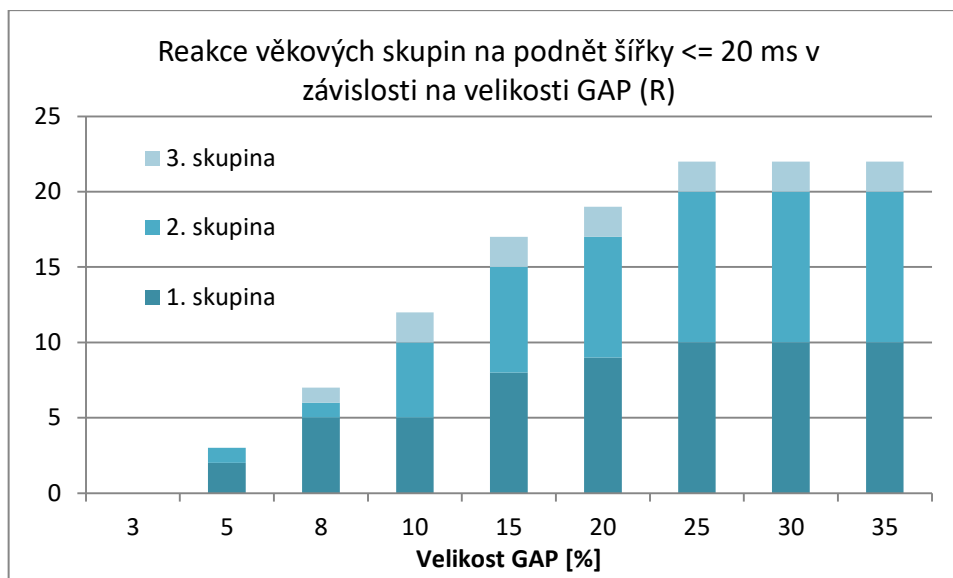
Tabulky ukazují jen omezené hodnoty velikosti GAP (hodnoty jsou pro větší velikost GAP stejné). Kompletní tabulky jsou k dispozici v příloze na CD. Stejně tak tabulky ke grafům 6.9 a 6.10.

| Pravé ucho | Počet reagujících | | | Počet reagujících na pokles šířky ≤ 20 ms | | |
|------------------|-------------------|------------|------------|---|------------|------------|
| Velikost GAP [%] | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 2 | 2 | 0 | 2 | 1 | 0 |
| 8 | 5 | 3 | 1 | 5 | 1 | 1 |
| 10 | 6 | 5 | 2 | 5 | 5 | 2 |
| 15 | 9 | 7 | 2 | 8 | 7 | 2 |
| 20 | 9 | 8 | 2 | 9 | 8 | 2 |
| 25 | 10 | 10 | 2 | 10 | 10 | 2 |
| 30 | 10 | 10 | 2 | 10 | 10 | 2 |
| 35 | 10 | 10 | 2 | 10 | 10 | 2 |

Tabulka 6.7 – Tabulka věkových skupin reagujících na pokles v závislosti na jeho velikosti (pravé ucho)



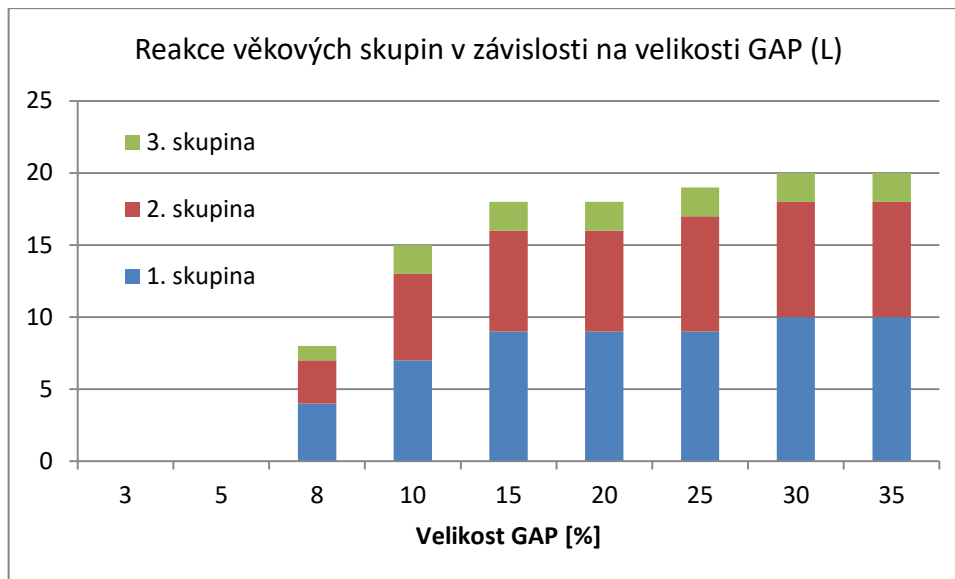
Obrázek 6.5 - Graf počtu reakcí osob z věkových skupin na pokles intenzity v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 30 dB (pravé ucho)



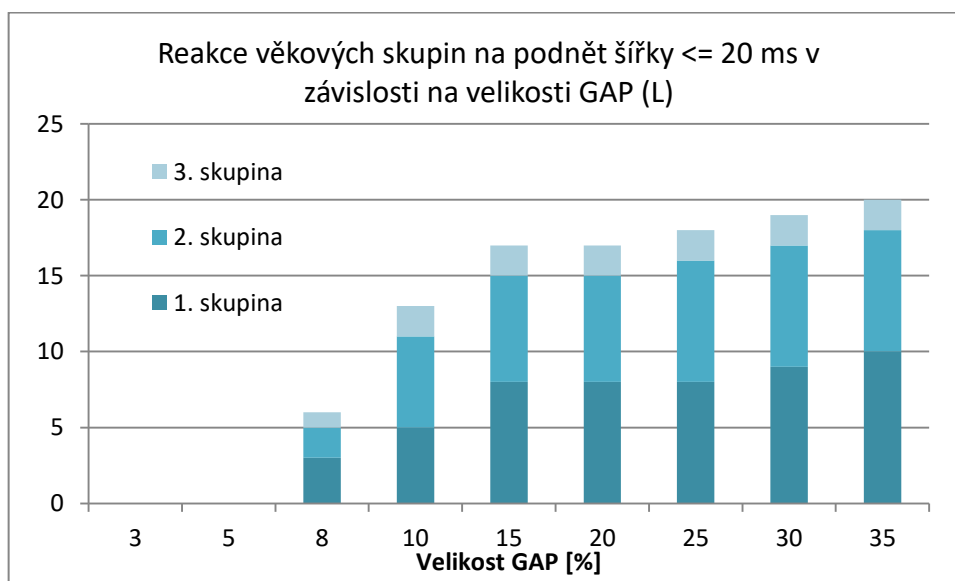
Obrázek 6.6 - Graf počtu reakcí osob z věkových skupin na pokles intenzity šířky ≤ 20 ms v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 30 dB (pravé ucho)

| Levé ucho Velikost GAP [%] | Počet reagujících | | | Počet reagujících na pokles šířky ≤ 20 ms | | |
|-------------------------------|-------------------|------------|------------|---|------------|------------|
| | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina | 1. skupina | 2. skupina | 3. skupina |
| 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8 | 4 | 3 | 1 | 3 | 2 | 1 |
| 10 | 7 | 6 | 2 | 5 | 6 | 2 |
| 15 | 9 | 7 | 2 | 8 | 7 | 2 |
| 20 | 9 | 7 | 2 | 8 | 7 | 2 |
| 25 | 9 | 8 | 2 | 8 | 8 | 2 |
| 30 | 10 | 8 | 2 | 9 | 8 | 2 |
| 35 | 10 | 8 | 2 | 10 | 8 | 2 |

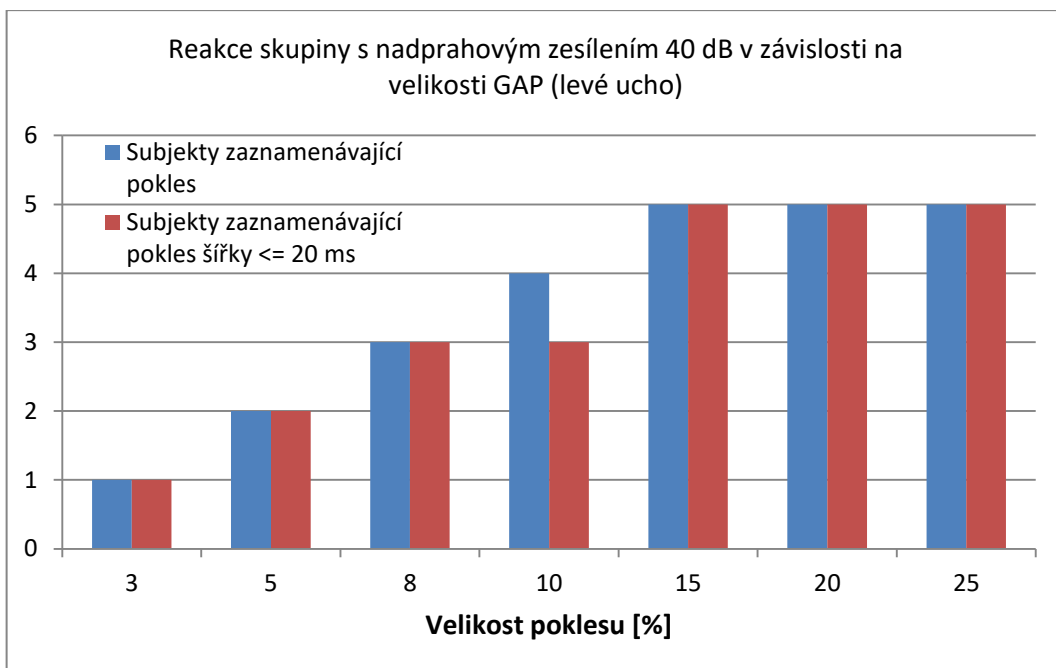
Tabulka 6.8 - Tabulka věkových skupin reagujících na pokles v závislosti na jeho velikosti (levé ucho)



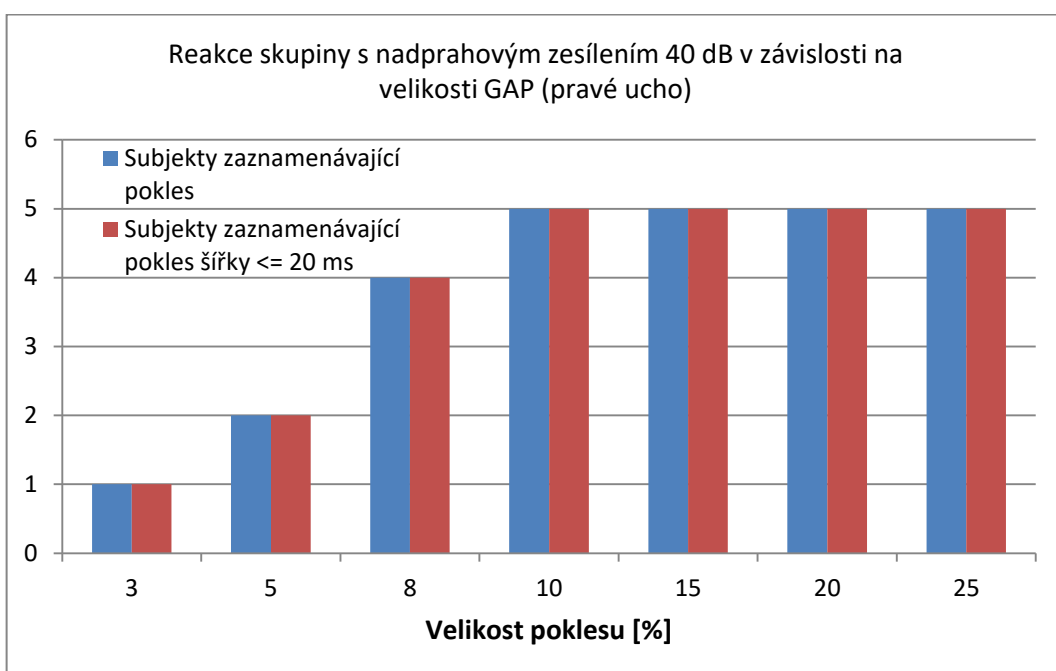
Obrázek 6.7 - Graf počtu reakcí osob z věkových skupin na pokles intenzity v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 30 dB (levé ucho)



Obrázek 6.8 - Graf počtu reakcí osob z věkových skupin na pokles intenzity šířky ≤ 20 ms v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 30 dB (levé ucho)



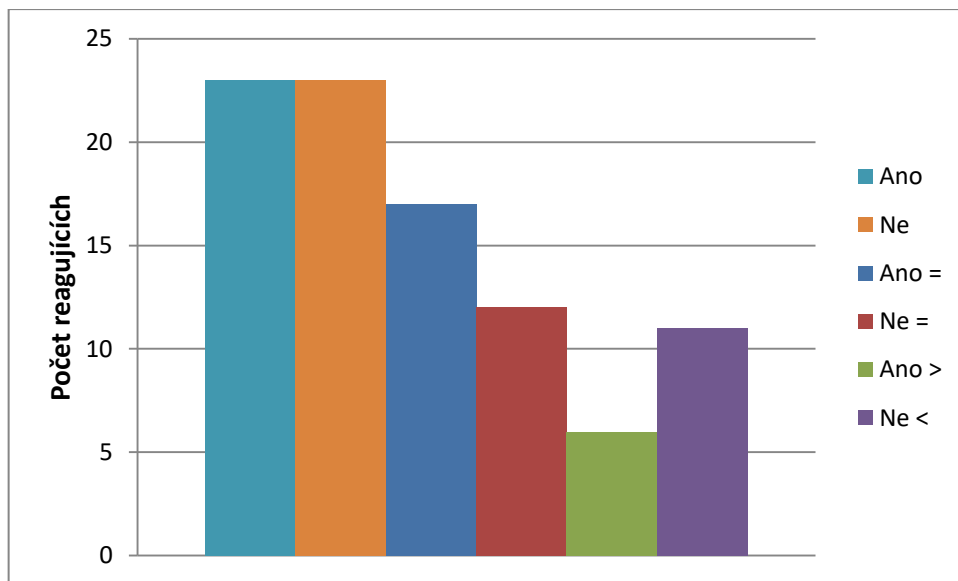
Obrázek 6.5 - Graf závislosti počtu osob, reagujících na pokles intenzity v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 40 dB (levé ucho)



Obrázek 6.6 - Graf závislosti počtu osob, reagujících na pokles intenzity v závislosti na velikosti zesílení poklesu. Nadprahové zesílení = 40 dB (pravé ucho)

Porovnání obou metod

Jeden z předpokladů byl, že zaznamená-li vyšetřovaný pokles při vyšetření s pevnou šířkou poklesu, tutéž velikost poklesu zaznamená i ve vyšetření s pevnou velikostí poklesu. Tento předpoklad se (jak je vidět z porovnání tabulek 6.3 a 6.4) nepotvrdil. Testovaní se chovali neočekávaně. Často slyšeli pokles, pouze když byl širší, někdy bylo potřeba zvednout velikost, aby reagovali. Naopak se mezi vzorkem testovaných subjektů našli takoví, kteří slyšeli pokles i s menší velikostí (obrázek 6.11). Nedá se tedy vyvozovat, že by metoda vyšetření neměla na výsledek vliv. Z porovnání malého vzorku (3 osob) na stejných metodách pro dvě různé nadprahové hodnoty zesílení lze říci, že záleží i na volbě tohoto parametru. Bohužel je vzorek příliš malý na takové závěry.



Obrázek 6.7 – Graf znázorňující počet reagujících respondentů na pokles s nejmenší velikostí poklesu naměřenou metodou s pevnou šířkou poklesu.
(Ano → reagovali shodně nebo lépe; Ne → reagovali hůře nebo vůbec;
Ano= → reagovali na stejnou velikost a stejnou nebo nižší šířku;
Ne= → reagovali na stejnou velikost, ale menší šířku;
Ano> → reagovali dokonce i na menší velikost;
Ne< → reagovali pouze na vyšší velikost poklesu)

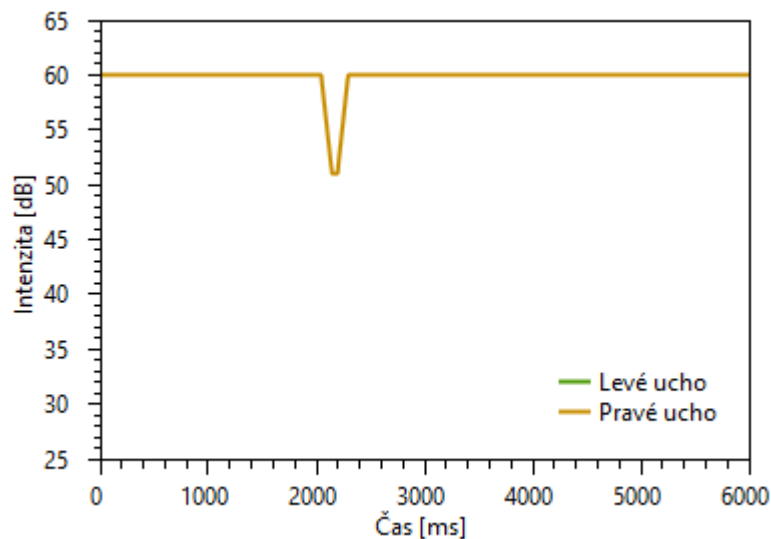
Zaznamenaná pozorování

- 1) Po skončení vyšetření byly testované osoby dotázány, zdali úspěšně reagovaly na každý rozpoznaný pokles. Odpověď byla shodná, že nikoliv. Většina respondentů poukazovala na to, že občas zaslechla něco, o čem si nebyli jistí, že je hledaný pokles a raději vyčkali do konce trvání stimulu. Pozorováním jsem došel k tomu samému závěru. Na obrázku 6.12 je zobrazen podnět, na který se reagovalo hůře, na 6.13 je podnět, na který byla reakce častější.
- 2) Mezi testovanými se nacházely osoby, jejichž výsledky vykazovaly abnormalitu, ačkoliv nikomu nebyla diagnostikována porucha slyšení. Ti, u kterých jsem nějakou abnormalitu zaznamenal, jsem označil v tabulkách 6.3 a 6.4 oranžovou

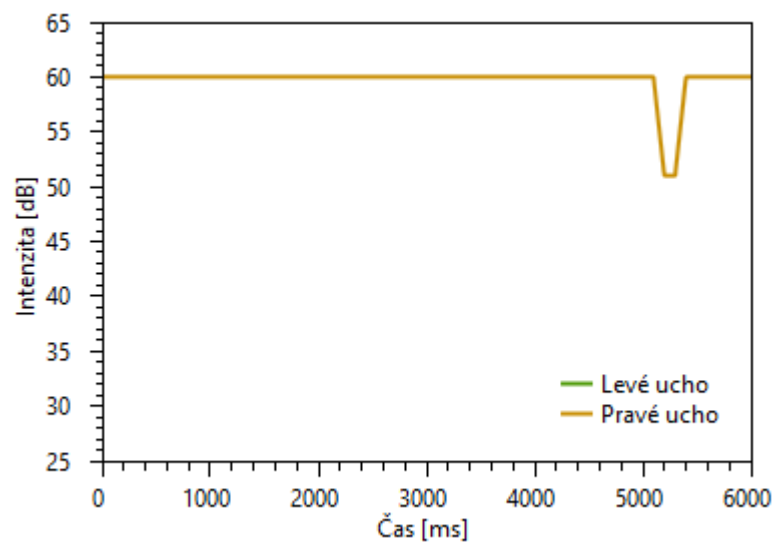
barvou. Zaměřím se ale jen na dvě osoby, u kterých byl naměřen vyšší práh GAP, čili větší velikost poklesu, u obou testovaných metod. Jedná se o osoby 11 a 19.

Osoba 11 mě upozornila na zalehnutí uší v důsledku rýmy. Odpovídal by tomu i naměřený práh percepce, který, ač se jedná o mladého člověka, byl +5 db na pravém a +10 na levém uchu. Osoba číslo 19 vykazuje jiný problém. Prahy percepce byly naměřeny -10 na obou uších, ale u metody s pevnou šířkou poklesu jsem na jednom uchu naměřil nejmenší hodnotu velikosti poklesu až na 40%. U druhé metody to bylo o něco lepší, ale pořád horší oproti ostatním (25%). Dovolil bych si tvrdit, že to mohlo být zapříčiněno velkou nesoustředěností, ale také je možné, že osoba trpí poruchou, na jejíž zkoumání se tato metoda hodí.

- 3) Poslední zjištění z pozorování se týká adaptace. Testované osoby se mohly lépe soustředit na podnět, který bude následovat, protože tuší, jakou bude mít šířku, popřípadě velikost poklesu uvnitř podnětu. Při dalším testování bych doporučil volit parametry poklesu u obou metod nepredikovatelněji. Například pomocí metody půlení intervalu.



Obrázek 6.8 – Vizualizace podnětu s brzkým umístěním GAP (ukázka z programu)



Obrázek 6.9 – Vizualizace podnětu s pozdějším umístěním GAP (ukázka z programu)

7 Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout a implementovat systém pro detekci poklesu intenzity při tónové stimulaci (GAP). Tento systém využívá osobního počítače, běžně dostupné externí zvukové karty a audiometrických sluchátek. Hlavní účel této práce tkví v použití zjednodušených metod pro hledání poklesu intenzity v testovacím stimulu. Systém využívá ke své činnosti tónovou prahovou audiometrii, na jejíž základech staví metody hledání GAP. Byly navrženy a sestrojeny algoritmy metod, které se dají nazvat „metoda hledání GAP s pevnou šířkou poklesu“ a „metoda hledání GAP s pevnou velikostí poklesu“, které odpovídají požadavkům vyplývajících ze zadání. Obě tyto metody umisťují pokles náhodně mezi konec a začátek stimulu.

V praktické části byl systém navržen, implementován a úspěšně otestován na vzorku populace o velikosti 28 lidí (16 mužů a 12 žen). Testy metod pro detekci GAP byly poté aplikovány jen určitou část tohoto vzorku – 20 osob pro metodu s pevnou šířkou poklesu a 22 osob pro metodu s pevnou velikostí poklesu. Cílem těchto testů bylo ověřit funkčnost systému a zjistit, jaké má GAP přibližné parametry u vzorku zdravé populace. Ke zjištění těchto parametrů se použila metoda s pevnou šířkou poklesu jakožto výchozí metoda ke zjištění velikosti poklesu (šířka poklesu byla převzata ze známé publikace věnující se stejnému tématu). Druhá metoda vychází z výsledku předchozí metody a byla použita ke zpřesnění obou hledaných parametrů.

Výsledky první metody ukázaly, že velká část testovaných (11 z 38 měření) dokázala rozpoznat GAP o šířce 20 ms při velikosti poklesu intenzity 8%, což v tomto testu odpovídá hodnotě menší, než 3 dB. Výsledky z testování druhé metody ukázaly, že se u tohoto přístupu četnost reakce, v závislosti na velikosti poklesu intenzity, pohybuje nejčastěji mezi 10 – 15% velikosti poklesu (26 ze 42 měření). Mimo jiné tyto výsledky ukazují, že mezi těmito metodami není závislost, ale samotné nalezení parametrů GAP závisí na zvolené metodě. Subjektivním pozorováním se také ukázalo, že testovaní reagují více na pokles umístěný v druhé polovině stimulu, než na časný pokles. Nakonec se také ukázalo, že volba posloupností velikostí poklesu u první metody a šířek poklesu u druhé metody není zcela vhodná. Není vhodná kvůli možné adaptaci na test s výsledným lepším, neobjektivním výsledkem. Posloupnosti nejsou pevně dané a lze je nastavit dle uvážení. U pokračování této práce bych doporučil implementovat rozhodovací metodu o volbě parametrů.

8 Citovaná literatura

1. **TROJAN, S. a kol.** *Lékařská fyziologie. 4. vyd.* Praha : Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
2. **A., Kolár.** *Audiometrie, Učební texty pro audiometrické sestry.* Brno : ÚDVZP, 1980.
3. Zvuk a jeho základní vlastnosti. [Online] [Citace: 30. duben 2017.] http://nemoc-pomoc.cz/?page_id=587.
4. Typy poruch a vad sluchu. [Online] 1. květen 2017. http://nemoc-pomoc.cz/?page_id=592.
5. Vady a poruchy sluchu. [Online] [Citace: 1. květen 2017.] <http://www.logopedonline.cz/vady-sluchu/vady-a-poruchy-sluchu.html>.
6. **Eva Mrázková, Jiří Mrázek, Marie Lindovská.** *Základy audiologie a objektivní audiometrie. Medicínské a sociální aspekty sluchových vad.* Ostrava : Ostravská univerzita, 2006.
7. **Nový, P.** *Úloha řízení při audiometrickém vyšetření prahu percepce, Doktorská disertační práce.* Plzeň : FAV ZČU, 1999.
8. **Sedláček, Doc. MUDr. Karel.** *Základy audiologie.* Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, 1956.
9. **Brohm, Prof. MUDr. František.** *Praktická Audiometrie.* Praha : AVICENUM, 1971.
10. **Musiek, Frank E.** The GapsinNoise (GIN) Test and its diagnostic significance. *Hearing Journal.* 2008, 61.
11. Orl Vaverka. [Online] [Citace: 1. květen 2017.] <http://www.orlvaverka.cz/webJVstranka2.html#Tympanometrie>.
12. **Danplex.** *DA 74 Klinický audiometr - návod k použití.* místo neznámé : Audiologická technika.
13. Audiometr MAICO MA 53. *Medipment.pl.* [Online] [Citace: 18. květen 2017.] <http://www.medipment.pl/produkt/MAICO-MA-53-49101>.
14. Oslabení smyslů. [Online] [Citace: 30. duben 2017.] <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/ztv/pages/12-oslabeni-smyslu-text.html>.

15. *Nervová soustava*. [Online] [Citace: 30. duben 2017.] <http://skolajecna.cz/biologie/Images/Textbook/Big/0110000/00288.jpg>.
16. Speech Acoustics. [Online] [Citace: 28. duben 2017.] http://clas.mq.edu.au/speech/acoustics/waveforms/adding_waveforms.html.
17. Akustika. [Online] [Citace: 1. květen 2017.] <http://homen.vsb.cz/~ber30/texty/varhany/anatomie/obrazky/akustika2.gif>.
18. **Audiorex**. Akustika - Standardní referenční nulová hladina pro kalibraci tónových audiometrů s vedením vzduchem. ČSN ISO 389. 1993.
19. THD series audiometric earphones specification. [Online] [Citace: 30. květen 2017.] <http://www.schaffrath.net/tdhspecc.pdf>.
20. **ROZMAN, Jiří a kol.** *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha : Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
21. Arduino Leonardo. [Online] <http://www.santy.cz/arduino-c2/arduino-leonardo-atmel-i59/>.
22. Arduino - Button. [Online] [Citace: 31. květen 2017.] <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/Button>.
23. Intro to Audio Programming, Part 2: Demystifying the WAV Format. *Microsoft*. [Online] <https://blogs.msdn.microsoft.com/dawate/2009/06/23/intro-to-audio-programming-part-2-demystifying-the-wav-format/>.
24. **Kabal, Prof. Peter**. Audio File Format Specifications. *WAVE Specifications*. [Online] <http://www-mmssp.ece.mcgill.ca/Documents/AudioFormats/WAVE/WAVE.html>.
25. **Kravařík, Jindřich**. Stopařův průvodce digitálním zvukem. [Online] <http://www.audiozone.cz/recenze/stoparuv-pruvodce-digitalnim-zvukem-1-dil-t18487.html>.
26. **Omitronic**. *SLM-600 SPL měřič - návod pro obsluhu*. 2012.
27. Is it correct to assume that floating-point samples in a WAV or AIFF file will be normalized? *Stack Overflow*. [Online] <https://stackoverflow.com/questions/29761331/is-it-correct-to-assume-that-floating-point-samples-in-a-wav-or-aiff-file-will-b>.
28. **Stanický, Ondřej**. Audiometrie. *Diplomová práce*. Brno : VUT, 2011.
29. **Lister, Jennifer J. et al.** An Adaptive Clinical Test of Temporal Resolution. *American Journal of Audiology*. 2006, 15.

30. **Yong-Hwi, An. et al.** The Effects of Unilateral Tinnitus on Auditory Temporal Resolution: Gaps-In-Noise Performance. *Korean Journal of Audiology*. 2014.
31. *Random gap detection test and random gap detection test-expanded: Results in children with previous language delay in early childhood.* **Muluk, Nuray Bayar a Keith, Robert W.** Ankara : Auris Nasus Larynx, 2011.

A Seznam použitých zkratek

- **GAP** – Není zkratka. Překlad z angličtiny jako *díra*. Používá se zde pod významem *pokles intenzity*.
- **GDP** – Gap Detection Test
- **RGDT** – Random Gap Detection Test
- **RGDT-EXP** - Random Gap Detection Test Expanded
- **GIN** – Gap in Noise
- **ATTR** – Adaptive Test of Temporal Resolutin
- **EEG** – Elektroencefalograf
- **BERA** - Brainstem Evoked Response Audiometry
- **ECOG** – Electrocochleography
- **CERA** – Cortical ERA
- **DLI** – Diference Limen
- **SPL** – Sound Pressure Level
- **USB** – Universal Seriál Bus
- **PWM** - Pulse Width Modulation
- **PCM** - Pulse-code Modulation
- **PC** – Personal Computer
- **LED** - Light-Emitting Diode
- **IDE** - Integrated Development Environment

B Přiložené CD

Součástí práce je přiložené CD s následujícím obsahem:

- *HearingExamination* spustitelný *exe* soubor
- Zdrojové kódy k vytvořené aplikaci
- Soubor vstupních parametrů aplikace
- *doc* kopie této práce
- Poster *poster* k této práci
- Textový soubor s navigací ve složkách

C Uživatelská příručka

Tato část slouží jako návod pro uživatele s vyšetřovacím programem.

C.1 Přeložení a spuštění

Pro běh programu je vyžadován *.NET Framework* verze 4.5.1 a vyšší a systém *Windows* minimální verze 7. Dále jsou vyžadovány dynamické knihovny *EntityFramework*, *EntityFramework.SqlServer*, *EntityFramework.SqlServerCompact*, *Systém.Data.SqlServerCe*, *OxyPlot* a *OxyPlotWpf*. Veškeré knihovny jsou k dispozici v příloze A. Program navíc ještě potřebuje přiloženou složku *Images* a soubor *Parameters.txt*.

C.1.1 Přeložení

Pro přeložení je za potřebí *.NET Framework*. Projekt lze přeložit ve vývojovém prostředí *Microsoft Visual Studio* příkazem *build project* a nebo za pomoci příkazového řádku:

```
C:\Windows\Microsoft.NET\Framework\v4.0.30319\msbuild.exe HearingExamination.sln
```

Volání překladu musí být uskutečněno z lokace, kde je umístěn soubor *HearingExamination.sln*.

C.1.2 Spuštění

Pro spuštění projektu slouží dodaný nebo námi vytvořený *exe* soubor. Dodávaný soubor *HearingExamination.exe* je umístěný ve složce *HearingExamination\HearingExamination\bin\Release* nebo ve složce *Aplikace*.

C.2 Prvotní seznámení

Po spuštění programu se otevře okno (obrázek 0.1) se třemi záložkami na jeho vrcholu (fialová sekce). Záložka „Pacient“ je aktuálně otevřená, druhá záložka „Měření“ je neaktivní a její aktivita se obnoví až po vytvoření nového měření v modré sekci. Záložka „Nápověda“ je k dispozici vždy lze v ní najít rady, jak správně postupovat při zacházení s tímto programem.

C.3 Vytvoření pacienta

Vytvoření pacienta je základní akcí pro prvotní běh programu. Nový pacient se vytváří tlačítkem „Nový“ v červeně označené sekci na obrázku 0.1. Políčka pro zadání osobních údajů se aktivují. Nyní vyplňte údaje o pacientovi. Jméno ani příjmení

nesmí obsahovat číslice. Políčka „Věk“ a „Rodné číslo“ mají své limity. Věk může být zadán mezi 3 – 120 lety. Rodné číslo musí být tvořeno deseti číslicemi. Rodné číslo zapisujete ve formátu bez lomítka.

Příklad: 9207060881

Po zadání údajů do polí, pacienta vytvoříte tlačítkem „Uložit“. Při nesplnění kritérií zadávacích údajů, obdržíte chybovou hlášku (obrázek 0.2).

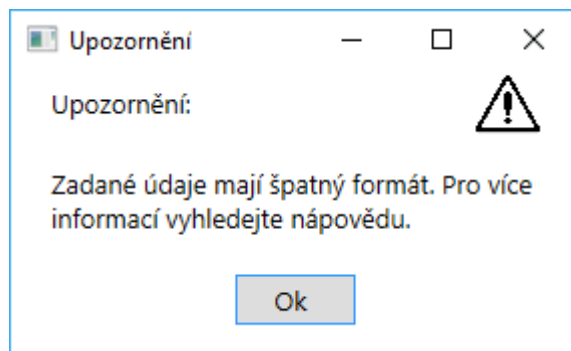
The screenshot shows the 'Hearing Examination' application window. At the top, there are three tabs: 'Pacienti' (highlighted in pink), 'Měření', and 'Nápověda'. Below the tabs is a dropdown menu showing 'Zdeněk Šmucr' (highlighted in yellow). The main area is divided into several sections:

- Left Panel (Blue border):** A list of measurement dates and times. The selected entry is '24.06.2017 - 11:14:13'. At the bottom is a 'Nové měření' button.
- Center Panel (Green border):** Hearing test results. It includes sections for 'Práh slyšení' (Hearing threshold) with values of 0 dB for both ears, and 'Pokles intenzity' (Intensity drop) for both ears. For the right ear, the intensity drop is 3% with a 10 ms duration and a 40 dB amplification threshold. For the left ear, it is 3% with a 20 ms duration and a 40 dB amplification threshold. At the bottom are buttons for 'Všechny záznamy' and 'Uložit úpravy'.
- Right Panel (Red border):** Patient personal data. Fields include 'Jméno: Zdeněk', 'Příjmení: Šmucr', 'Věk: 25', and 'Rodné číslo: 111111111'. Below these fields are buttons for 'Nový', 'Upravit', 'Uložit', and 'Smazat'.

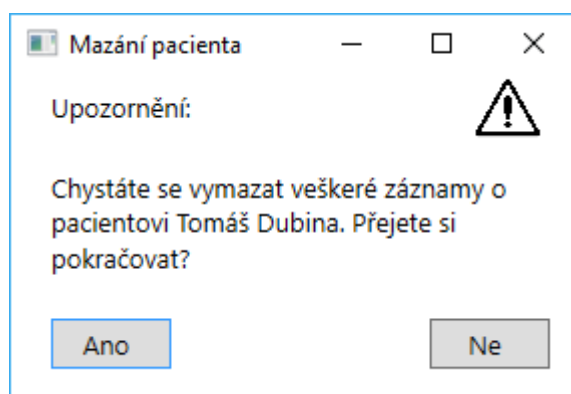
Obrázek 0.1 – Záložka pacienti – rozložení na sekce

C.4 Úprava a mazání pacienta

Libovolnému pacientovi lze pozměnit osobní údaje a to po kliknutí na tlačítko „Upravit“. Osobní údaje opět musí splňovat svá kritéria z předchozího odstavce. Po úpravách uložte tlačítkem „Uložit“. Nesplněním kritérií obdržíte chybovou hlášku (Obrázek 0.2). Mazání pacienta provádějte tlačítkem „Smazat“ umístěným v červené sekci. Mazání můžete zrušit nebo potvrdit na vyskakovacím oknu (obrázek 0.3).



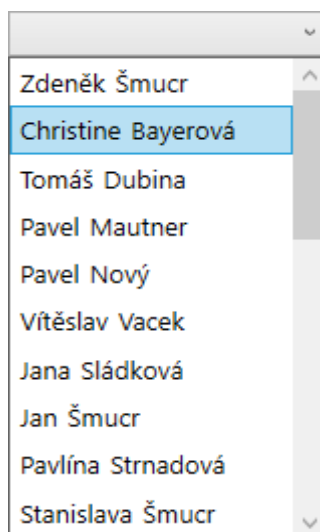
Obrázek 0.2 – Chybová hláška při špatném zadání osobních údajů



Obrázek 0.3 – Dialog pro potvrzení vymazání pacienta

C.5 Výběr pacienta

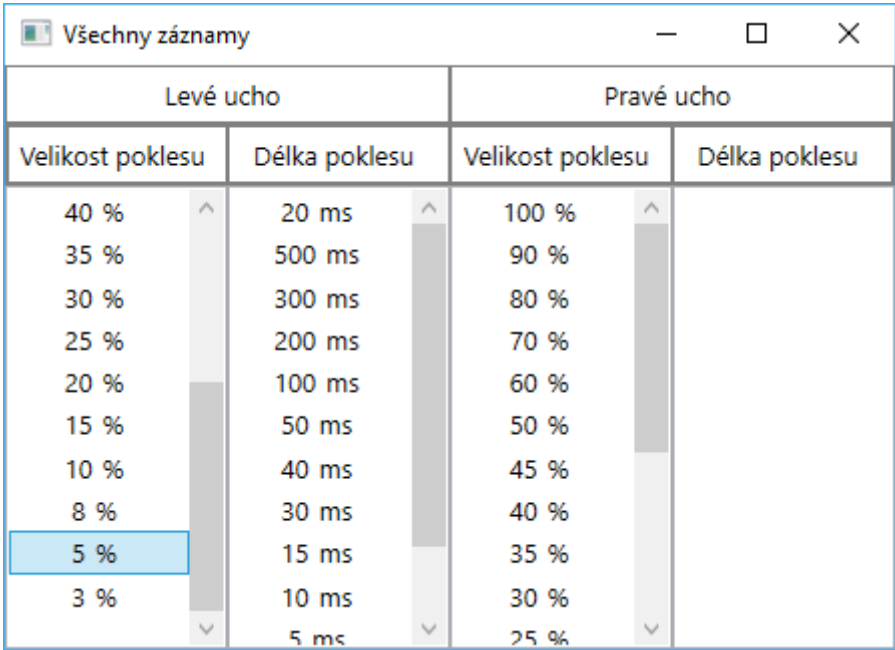
Ve žluté sekci obrázku 0.1 se nachází rozbalovací nabídka s výběrem pacienta. Podle obrázku 0.4 pacienta vyberte. Vybraný pacient má záložku měření (modrá sekce na obrázku 0.1). Existuje-li již nějaké měření k danému člověku, jeho poslední výsledky jsou zobrazeny v zelené sekci obrázku 0.1.



Obrázek 0.4 – Výběr pacienta

C.5.1 Minulá měření

Zelená sekce ukazuje naměřené prahy percepce a poslední záznam o vyšetření metodou poklesem intenzity u zvoleného měření. Veškeré záznamy o vyšetření poklesem intenzity v daném měření naleznete po kliknutí na tlačítko „Všechny záznamy“ v dolní části zelené sekce (obrázek 0.1). Otevře se okno se záznamy (obrázek 0.5). Záznamy prohlížíme jako dvojice „velikost poklesu“ a „délka poklesu“.



| Levé ucho | | Pravé ucho | |
|------------------|---------------|------------------|---------------|
| Velikost poklesu | Délka poklesu | Velikost poklesu | Délka poklesu |
| 40 % | 20 ms | 100 % | |
| 35 % | 500 ms | 90 % | |
| 30 % | 300 ms | 80 % | |
| 25 % | 200 ms | 70 % | |
| 20 % | 100 ms | 60 % | |
| 15 % | 50 ms | 50 % | |
| 10 % | 40 ms | 45 % | |
| 8 % | 30 ms | 40 % | |
| 5 % | 15 ms | 35 % | |
| 3 % | 10 ms | 30 % | |
| | 5 ms | 25 % | |

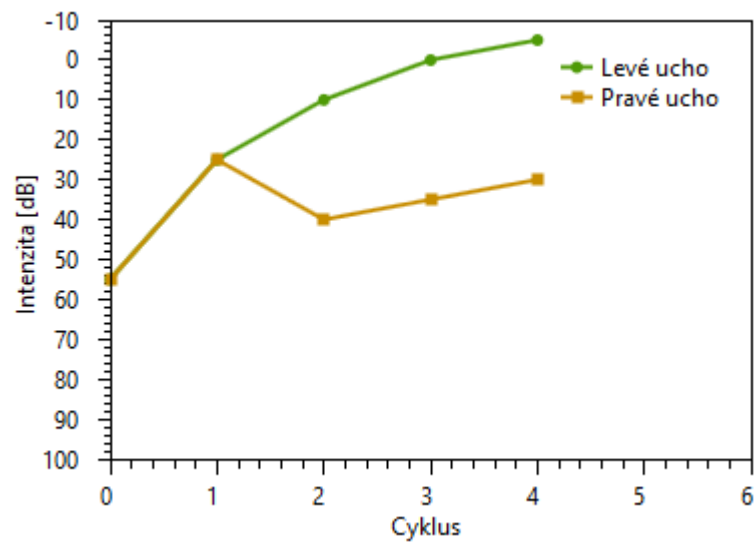
Obrázek 0.5 – Okno s veškerými záznamy

C.5.2 Nové měření

Ve spodní části modré sekce obrázku 0.1 (u vybraného pacienta) klikněte na tlačítko „Nové měření“. Záložka „Měření“ se obnoví a program nás přesune do její části. Tato část se skládá ze sekcí: „Průběh vyšetření“, „Pacient“, „Parametry vyšetření“, grafové sekce a sady tlačítek (obrázek 0.7). Každé kompletní vyšetření musí začínat „Vyšetřením prahu“ zaškrtnutém v sekci „Parametry vyšetření“. Před samotným začátkem lze zvolit vyšetřované ucho (obrázek 0.8). Proces začne po kliknutí na tlačítko „Start“. Lze terminovat tlačítkem „Stop“. Průběh vyšetření lze sledovat v sekci „Průběh vyšetření“ a také graficky v dolní části okna. Výsledkem prahového vyšetření je graf (obrázek 0.6) a uložené prahy, viditelné v sekci „Pacient“.

Po naměření prahů je aktivována možnost „Vyšetření poklesem“. Zde lze volit ze 3 metod vyšetření. Každá z metod potřebuje své vstupní parametry, které volí uživatel. Parametry jsou dostupné podle zvolené metody (obrázek 0.7). Parametry jsou „Délka tónu“, „Zesílení“, „Šířka poklesu“ a „Velikost poklesu“. Volba těchto parametrů má své limity a je úměrná potřebě aktuálního vyšetření. Pro doporučený způsob volby se podívejte do záložky „Nápověda“.

Po skončení vyšetření lze shlédnout výsledky postupem uvedených v předchozí kapitole.



Obrázek 0.6 – Graf naměřených prahů percepce



Obrázek 0.7 – Záložka „Měření“ – rozdělení na sekce

| Parametry vyšetření | |
|--|--|
| <input checked="" type="radio"/> Vyšetření prahu | <input type="radio"/> Pravé ucho |
| <input type="radio"/> Vyšetření poklesem | <input checked="" type="radio"/> Levé ucho |
| <input checked="" type="radio"/> S pevnou šířkou poklesu | |
| <input type="radio"/> S pevnou velikostí poklesu | |
| <input type="radio"/> Kombinované vyšetření | |
| Délka tónu: | <input type="text" value="6000"/> |
| Zesílení | <input type="text" value="30"/> |
| Šířka poklesu: | <input type="text" value="20"/> |
| Velikost poklesu | <input type="text" value="30"/> |

Obrázek 0.8 – Parametry vyšetření – závislost na výběru

C.6 Nápověda

Pod záložkou „Nápověda“ se skrývají doporučení, jak postupovat při měření a také, jak program ovládat. Na obrázku 0.9 lze vidět, že nápovědu tvoří 7 tlačítek „Vytvoření pacienta“, „Editace pacienta“, „Nové měření“, „Vyšetření prahu“, „Vyšetření poklesem“, „Automatické parametry“ a „Zobrazení výsledků“. Každé tlačítko zobrazí nápovědu k danému tématu.

Hearing Examination ×

Pacienti Měření **Nápověda**

| | |
|-----------------------|--|
| Vytvoření pacienta | V záložce Měření vyberte přepínač "Vyšetření prahu" umístěný v panelu "Parametry vyšetření". Druhým přepínačem vybírejte vyšetřované ucho. |
| Editace pacienta | |
| Nové měření | Tlačítkem "Start" se vyšetření spustí. Jeho průběh lze sledovat v panelu "Průběh vyšetření" nebo v grafu. Vyšetření se opakuje tak dlouho, dokud se výsledný naměřený práh percepce neliší o více, než 5 dB. |
| Vyšetření prahu | |
| Vyšetření poklesem | Po skončení vyšetření je obnoveno tlačítko "Start", které je v jeho průběhu nedostupné. Výsledky se ukáží v horním panelu pod pacientovým jménem. |
| Automatické parametry | |
| Zobrazení výsledků | |

Obrázek 0.9 – Záložka „Nápověda“

C.7 Automatické parametry

Automatickými parametry jsou míněny parametry, továrně nastaveny ke správnému chodu programu. Patří mezi ně kalibrační parametry pro rychlé nastavení správné funkčnosti vyšetřovacího programu při změně příslušenství, a také parametry pro automatické nalezení nejnižšího, resp. nejvyššího poklesu intenzity u metod vyšetření "S pevnou šířkou poklesu" a "S pevnou velikostí poklesu".

Program obsahuje soubor s názvem „Parameters.txt“. Zde lze tovární nastavení měnit. První 2 řádky nastavují minimální a maximální intenzitu, ve kterém se pohybuje prahové vyšetření, 3. - 6. řádek nastavuje kalibrační koeficienty, 7. řádek nastavuje posloupnost šířky poklesu u metody vyšetření "S pevnou šířkou poklesu" a 8. řádek nastavuje posloupnost velikosti poklesu u metody "S pevnou velikostí poklesu".

Část továrních parametrů je nastavena na současné příslušenství k programu. Pro jejich správné nastavení prostudujte kapitolu 5.3.4 „Cejchování řetězce“ v této práci.