

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

## Diplomová práce

# Algoritmy pro odhad prahu percepce při audiometrickém vyšetření

Místo této strany bude  
zadání práce.

# Prohlášení

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

V Plzni dne 15. srpna 2019

Lucie Puchrová

# Poděkování

Mnohokrát děkuji svému vedoucímu diplomové práce, Ing. Pavlu Novému, Ph.D., za odborné vedení a velkou trpělivost, s níž se mi věnoval.

Lucie Puchrová

## Abstract

This master's thesis is focused on audiometric examination methods, in particular a test for estimating threshold of perception (hearing threshold), and a *GAP-detection* test. The latter is used for estimating threshold of differentiation, i.e. detecting a short decline in stimulus volume. It belongs to a group of above-the-threshold subjective tests, which are characterized by a high degree of uncertainty, often caused by erroneous responses given by the patient which do not correspond to real perception. Part of this thesis is dedicated to these audiometric examinations, as well as to general audiology and physiology of the hearing system. Another part is focused on implementation of unconventional algorithms that expect probable erroneous responses of users. These algorithms should provide more accurate results than simple deterministic models.

## Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá audiometrickými vyšetřovacími metodami, konkrétně testem pro zjištění odhadu prahu percepce při klasické tónové audiometrii a z něj vycházející metodou detekce poklesu intenzity podnětu, tzv. *GAP-detection test*. Druhá zmíněná metoda patří do skupiny nadprahových subjektivních testů, které se vyznačují velkou mírou neurčitosti. Ta často vychází z chyb vyšetření způsobených lidským faktorem, tedy nesprávnými odpověďmi vyšetřované osoby, které neodpovídají reálným vjemům. Část práce je věnována popisu těchto a jiných audiometrických testů stejně jako obecné audiologii a fyziologii sluchového ústrojí. Další část je zaměřena na konkrétní implementaci netradičních algoritmů, které kalkulují s určitou pravděpodobností chybné odezvy uživatele, a podávají tak méně zkreslené výsledky než plně deterministické modely.

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Sluchové ústrojí</b>	<b>9</b>
2.1	Základy anatomie sluchového ústrojí . . . . .	9
2.1.1	Periferní část sluchového ústrojí . . . . .	9
2.1.2	Centrální část sluchového ústrojí . . . . .	11
2.2	Základy akustiky . . . . .	13
2.3	Činnost sluchového ústrojí . . . . .	15
2.4	Poruchy sluchu . . . . .	17
2.4.1	Převodní . . . . .	17
2.4.2	Percepční . . . . .	19
2.4.3	Kombinované . . . . .	21
2.5	Míra postižení sluchu . . . . .	21
<b>3</b>	<b>Základní metody vyšetření sluchu</b>	<b>22</b>
3.1	Typy vyšetřovacích metod . . . . .	22
3.1.1	Podle vedení zvuku . . . . .	22
3.1.2	Podle vztahu k prahu percepce . . . . .	22
3.1.3	Podle míry objektivity . . . . .	23
3.2	Subjektivní vyšetřovací metody . . . . .	23
3.2.1	Zkouška řečí . . . . .	23
3.2.2	Zkouška ladičkami . . . . .	23
3.2.3	Audiometrie . . . . .	25
3.3	Objektivní vyšetřovací metody . . . . .	26
3.3.1	Impedanční audiometrie . . . . .	26
3.3.2	Otoakustické emise . . . . .	26
3.3.3	Sluchové evokované potenciály . . . . .	27
3.4	Speciální vyšetřovací metody - nadprahové testy . . . . .	28
3.4.1	Fowlerova zkouška (ABLB) . . . . .	28
3.4.2	Regerova zkouška (AMLB) . . . . .	29
3.4.3	Lüscher-Zwislocki test . . . . .	29
3.4.4	Békésyho zkouška . . . . .	29
3.4.5	Short Increment Sensitivity Index test (SISI) . . . . .	29
3.4.6	Assessment of temporal resolution (ATR) . . . . .	30

<b>4</b>	<b>Návrh a realizace systému</b>	<b>32</b>
4.1	Požadavky . . . . .	32
4.2	Řešení . . . . .	32
4.3	Popis použitých vyšetřovacích metod . . . . .	33
4.3.1	Prahová tónová audiometrie . . . . .	33
4.3.2	GAP-detection test . . . . .	36
4.4	Použité algoritmy . . . . .	38
4.4.1	Model soustavy . . . . .	38
4.4.2	Maskování . . . . .	40
4.4.3	Typy modelů dle maskovacích funkcí . . . . .	40
4.4.4	Podkladová funkce . . . . .	44
4.5	Softwarové řešení . . . . .	44
4.5.1	Databázová aplikace . . . . .	45
4.5.2	Software pro vyšetření . . . . .	46
4.5.3	Algoritmus vyšetření . . . . .	52
4.5.4	Další numerické metody a funkce, programová imple- mentace . . . . .	61
<b>5</b>	<b>Testování a měření</b>	<b>69</b>
5.1	Porovnání algoritmů . . . . .	69
5.1.1	Vliv chybné odpovědi na modely v základním nastavení	70
5.1.2	Vliv parametru beta . . . . .	72
5.1.3	Vliv parametrů da, db . . . . .	73
5.2	Hardwarové řešení . . . . .	75
5.3	Postup . . . . .	75
5.4	Testovací soubor . . . . .	76
5.5	Dosažené výsledky . . . . .	77
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>80</b>
	<b>Přehled zkratk</b>	<b>82</b>
	<b>Literatura</b>	<b>84</b>
<b>A</b>	<b>Instalační a uživatelská příručka</b>	<b>86</b>
A.1	Systémové požadavky . . . . .	86
A.2	Instalační příručka . . . . .	86
A.3	Uživatelská příručka . . . . .	88
<b>B</b>	<b>Struktura přiloženého CD</b>	<b>92</b>

# 1 Úvod

Sluch je jedním z nejdůležitějších lidských smyslů. Pomocí sluchu můžeme vnímat svět kolem nás, poslouchat hudbu, rozeznávat věci, které nevidíme, ale hlavně nám sluch umožňuje komunikovat s ostatními lidmi. Mezilidská komunikace je pro člověka velice důležitou součástí života a jakékoli její znemožnění či narušení může každodenní život výrazně komplikovat.

Bohužel existuje mnoho sluchových poruch, z nichž ale mnohé umíme léčit či zmírnit jejich negativní příznaky. Jednou skupinou poruch sluchového ústrojí jsou percepční poruchy, které mají svůj původ převážně v nervových spojích či ve sluchovém centru v mozku. Častým projevem těchto vad je percepční nedoslýchavost, tedy stav, kdy pacient při komunikaci slyší řeč, ale již není schopen jí porozumět. Z tohoto důvodu v těchto případech mnohdy nepomohou pomůcky běžně indikované pro jiné typy nedoslýchavosti, někdy naopak mohou při nedostatečném vyšetření sluchu více uškodit.

Pro odhalení těchto percepčních poruch existuje několik vyšetřovacích metod a testů, které však nejsou vždy plně spolehlivé, a proto nejsou ani často využívány. K jejich nedostatečné spolehlivosti velkou měrou přispívá nutná spolupráce pacienta, neboť tato vyšetření spadají do skupiny subjektivních vyšetřovacích metod, kdy je výsledek hodnocen subjektivním vjemem a odpovědí vyšetřované osoby. To představuje problém hlavně u malých dětí, u nichž se centrální sluchové poruchy často vyskytují, ale také u dospělých jedinců, kteří mohou mít problém se spoluprací. Tyto vyšetřovací metody totiž bývají mnohdy náročné na pochopení, a tak často dochází k výstupu v podobě výsledků zkrácených nepřesnými odpověďmi.

Tato práce si klade za cíl přispět do oblasti diagnostických metod typu nadprahových testů novým přístupem k audiometrickým vyšetřením, a to implementací netradičních algoritmů kalkulujících s jistou mírou pravděpodobnosti, které tak berou v potaz možnost, že pacientova odpověď na podnět nemusí na 100 % odpovídat jeho reálnému počítku.

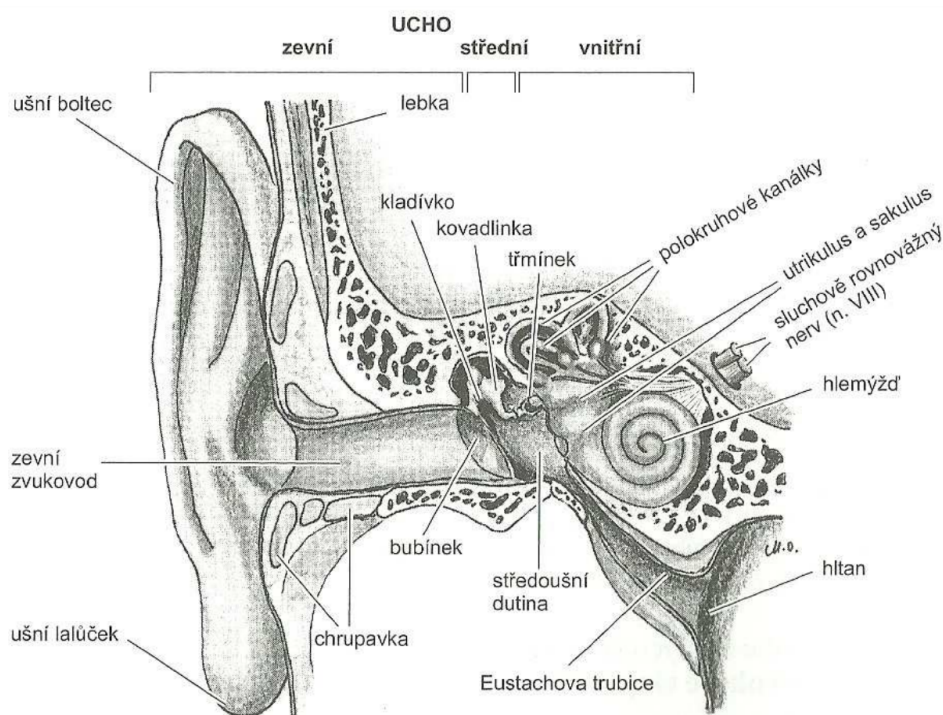
Jedním ze záměrů této práce je vytvoření programového vybavení pro vyšetření i archivaci naměřených dat, které bude implementovat tyto algoritmy a bude navíc doplněno i o vyšetření sluchového prahu, tj. aplikace na prahové vyšetření. Vzniklý systém bude následně otestován na několika zdravých jedincích a výsledky budou srovnány s běžně udávanými hodnotami pro podobné typy vyšetření.



## 2 Sluchové ústrojí

### 2.1 Základy anatomie sluchového ústrojí

Sluchové ústrojí (viz obr. 2.1) sestává ze dvou základních částí - části periferní, která je tvořena samotným uchem (zevním, středním, vnitřním) a zodpovídá za přijetí a zpracování zvuku, a části centrální, která je úzce spjata s nervovou soustavou.



Obrázek 2.1: Sluchové ústrojí člověka [12].

#### 2.1.1 Periferní část sluchového ústrojí

Periferní část sluchového ústrojí představuje ucho. Ucho jako takové se dělí na tři části - ucho zevní, střední a vnitřní.

##### Zevní ucho

Zevní ucho představuje ušní boltec a zevní zvukovod. Trychtýřovitý tvar ušního boltece napomáhá zachytávání zvukových vln z okolního prostředí

a vede je dále do zvukovodu. Ušní boltec i zevní zvukovod jsou tvořeny chrupavkou.

Zvukovod je úzká kůží krytá trubice o průměru 4-8 mm a délce okolo 2,5 cm, která na zevní straně navazuje na ušní boltec, po své délce je různě zakřivena a na vnitřní straně končí bubínkem. Povrch zvukovodu je kryt kůží s jemnými chloupky sloužícími pro zachytávání nečistot, chrupavčitý podklad je ve vnitřní části nahrazen kostěným, neboť zvukovod zde představuje kanálek vedoucí kostí spánkovou. [4, 16]

## **Střední ucho**

Střední ucho je od zevního odděleno bubínkem. Bubínková blanka je pružná tenká membrána oválného tvaru lehce prohnutá směrem ke střednímu uchu. Skládá se ze tří vrstev - vnější je stejně jako povrch zvukovodu tvořena ztenčenou pokožkou (epidermální), prostřední vrstva je vazivová s paprscitě a kruhově uspořádanými vlákny, ve vnitřní vrstvě potom povrch přechází do slizniční výstelky jako ve středouší.

Středoušní dutina obsahuje sluchové kůstky, středoušní svaly a vlákna nervu *chorda tympani* a je vyplněna vzduchem. Dutina bubínkového tvaru obsahuje řetěz tří sluchových kůstek - kladívka (*malleus*), kovádlinky (*incus*) a třmínku (*stapes*), který je nejmenší kůstkou v lidském těle.

Rukojeť kladívka je pevně přirostlá k blance bubínkové. S hlavičkou kladívka je pevným kloubním spojením připojeno tělo kovádlinky, na jejíž raménko je volným kloubem napojena hlavička třmínku. Řetěz kůstek je připojen vazivovými pruhy ke stěnám a hlavně stropu dutiny bubínkové a obalen tenkou sliznicí, která dutinu bubínkovou pokrývá. Sliznice s kubickým epitelem se během zánětů mění v respirační epitel s pohárkovými a sekretologickými buňkami.

Středouší je z klinického pohledu děleno na tři části - spodní (*hypotympanum*,) střední (*mesotympanum*) a horní (*epitympanum*). Hypotympanum je ohraničeno spodním okrajem bubínku. Řetěz sluchových kůstek se nachází částečně v mesotympanu (rukojeť kladívka, dlouhé rameno kovádlinky a třmínek) a částečně v epitympanu (hlavička kladívka a její skloubení s tělem kovádlinky).

Ploténka třmínku se upíná do oválného okénka (*foramen ovale*) a naléhá na blanku labyrintu, čímž tvoří hranici mezi středním a vnitřním uchem. Pod oválným okénkem se nachází ještě okénko okrouhlé obsahující taktéž blanku. Ta se při vtlačení třmínku směrem do labyrintu a následném vtlačení tekutiny v perilymfatickém prostoru hlemýžďě vychyluje směrem do středouší. Naopak pohyb třmínku směrem k bubínku způsobuje vražení blanky

okrouhlého okénka dovnitř hlemýžďě.

Přímo nad oválným okénkem vede kostním kanálkem lícní nerv (*n. facialis*). Důležitá ve středouší je také jeho senzorická větev (*chorda tympani*).

Střední ucho zahrnuje dále dva středoušní svaly, které jsou napojeny na sluchové kůstky. Jedná se o napínač bubínku (*m. tensor tympani*), upnutý ke krčku kladívka, a třmínkový sval (*m. stapedius*), upínající se šlašinkou na zadní raménko třmínku. Smrštění napínače způsobí stažení bubínku do dutiny bubínkové, stažení svalu třmínkového stáhne třmínek z oválného okénka.

Do mesotympana ústí kostěná část Eustachovy trubice o délce asi 3,5 cm. Ta spojuje středouší s nosohltanem a má tři základní funkce: ventilační (slouží k vyrovnávání středoušního tlaku s atmosferickým), drenážní (řasinkový epitel odvádí sekret z pohárkových buněk do nosohltanu) a ochrannou (mukociliární a imunologická funkce snižují riziko zánětu středouší). [4, 16]

## Vnitřní ucho

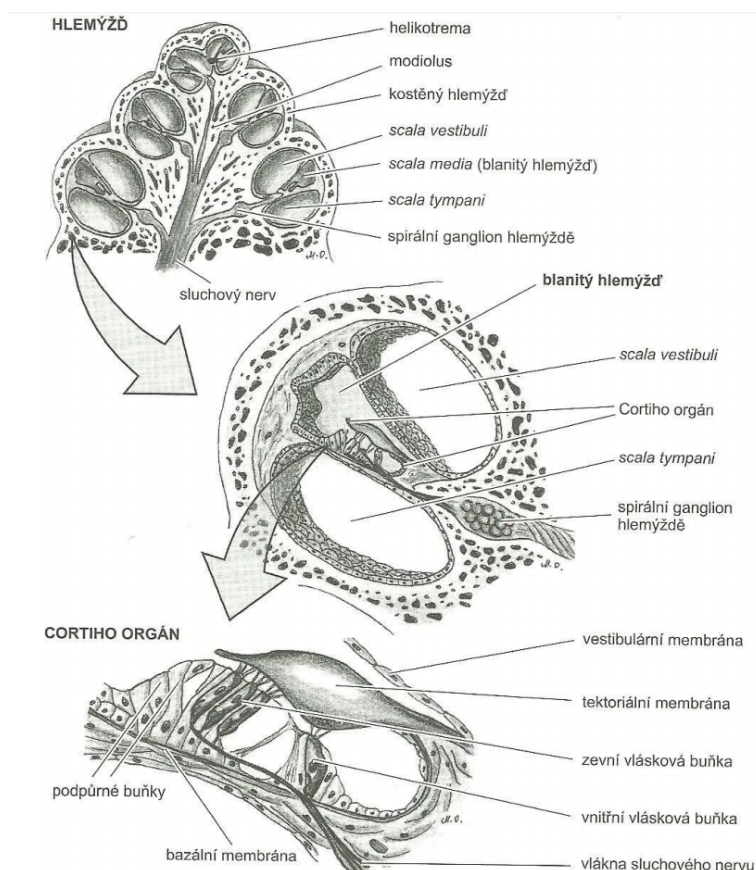
Vnitřní ucho (viz obr. 2.2) tvoří blanitý labyrint. Jedná se o systém chodbiček vyplněný endolymfou a uložený v kostěném pouzdře kosti skalní, která je nejtvrďší kostí v lidském těle. Zevně je labyrint obklopen perilymfou. Labyrint má dvě části - orgán sluchový, který představuje blanitý hlemýžď (*cochlea*), a orgán vestibulární (orgán rovnováhy).

Blanitý hlemýžď, obsahující smyslové buňky, má 2,75 závitů a je tvořen perilymfatickými prostory (*scala vestibuli*, *scala tympani*) oddělenými endolymfatickou *scala media* (též *ductus cochlearis*). Od perilymfy je zde oddělen prostor obsahující Cortiho orgán, složený z vnitřních (blíže ke středu hlemýžďě) a zevních vláskových buněk. Kromě nich se zde nachází řada pomocných pilířových buněk. Vláškové buňky jsou drážděny pohybem nitroušních tekutin, které způsobují posun jejich vlásků. Uspořádání smyslových buněk je takové, že při hrotu hlemýžďě se nachází buňky pro vnímání nejhlubších tónů, naopak směrem k okrouhlému okénku se vyskytují buňky pro nejvyšší tóny. Smyslové buňky jsou napojeny na sluchový nerv, který zajišťuje vedení podnětů ke koře mozkové. Sluchový nerv vede směrem od hlemýžďě z vnitřního zvukovodu do sluchových jader v prodloužené míše.

Vestibulární část vnitřního ucha je tvořena třemi polokruhovitými kanálky a dvěma vácčky zvanými *utricleus* a *sacculus*, kde je uložen rovnovážný orgán. [4, 16]

### 2.1.2 Centrální část sluchového ústrojí

Centrální část sluchového ústrojí začíná v jádrech sluchového nervu. Jádra jsou tvořena seskupením nervových buněk a probíhá zde přepojování při



Obrázek 2.2: Blanitý hlemýžď a Cortiho orgán [12].

vedení nervových vzruchů. Odtud vedou dále v kmenu mozkovém nervová vlákna, která se na úrovni olivárních jader částečně kříží. Některé dráhy vedou do sluchového centra na stejné straně, jiné vedou na stranu druhou. Obě části jsou přibližně stejně velké. Toto křížení je důležité pro současné slyšení oběma ušima a napomáhá tak prostorovému slyšení. Sluchové centrum je párovým orgánem a je umístěno v levé i pravé části spánkového laloku. Do obou center vede přibližně stejné množství informací z obou uší, tedy ani poškození jednoho z center nezpůsobí výrazné zvýšení sluchového prahu. Obzvláště v čelním laloku se nachází mnoho nervových drah spojujících sluchová centra s korou mozkovou. V této části jsou četné spoje důležité, neboť právě zde probíhá uvědomění si slyšeného zvuku, jeho zpracování a vyvolání vědomé reakce na něj.

Mezi sluchovým nervem a sluchovým centrem nacházejícím se v koře mozkové projde vzruch přes 4-5 jader v podkoří, které slouží jako přepojovací stanice. Zde jsou napojeny i reflexní nepodmíněné spoje, které způsobují reflexní reakce na zvuk, např. mrknutí, pohyb vyvolaný úlekem, ale také

změnu rychlosti dýchání atd. [4]

## 2.2 Základy akustiky

Pro porozumění činnosti sluchového ústrojí je nutné nejprve definovat některé základní pojmy důležité pro další výklad.

*Zvuk* je základní fyzikální veličina definovaná jako mechanické vlnění. Každé vlnění je charakterizováno frekvencí (výška) a amplitudou (hlasitost, intenzita). Zvuk je vlnění o určité frekvenci, které je schopné v lidském uchu vyvolat sluchový vjem. Zvuk se šíří ve vzduchu rychlostí  $344 \text{ m/s}$ .

Princip sluchu vychází z detekce kmitání v pružném prostředí. Tzv. *adekvátní akustický podnět* pro sluchové ústrojí tvoří zvukové tlakové vlny. Ty při průchodu prostředím vyvolávají periodicky se měnící oblasti zředění a zhuštění. Ve vzduchu v tomto případě hovoříme o *akustickém tlaku*, který představuje zvyšování a snižování tlaku barometrického za pomoci kmitání, jedná se o mechanický tlak, který vzniká změnou místního tlaku částic zvukového prostředí při zvukové vlně. Jednotku zmiňovaného akustického tlaku představuje  $1 \text{ Pa}$  odpovídající jednotce  $[N/m^2]$ . Nejslabší zvuky, které je člověk pomocí svého sluchového orgánu schopen vnímat, se pohybují na frekvencích mezi  $1 - 4 \text{ kHz}$  okolo prahu slyšení se střední hodnotou akustického tlaku  $2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$ . Takto vyjádřený prahový akustický tlak ale kolísá v závislosti na frekvenci. Vzhledem k širokému záběru frekvencí, na něž je lidské ucho citlivé, byl zaveden pojem *hladina akustického tlaku* (*Sound Pressure Level, SPL*), jež představuje relativní poměr srovnávající dva akustické tlaky dle vztahu 2.1.

$$SPL = 20 \log \frac{P}{P_0} [dB], \quad (2.1)$$

kde  $P$  vyjadřuje hodnotu aktuálního akustického tlaku  $[N/m^2]$  a  $P_0$   $[Pa]$  je vyjádřením standardního referenčního akustického tlaku pro práh slyšení ( $2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$ ).

*Síla (intenzita) zvuku* vyjadřující hlasitost vnímání zvuku je potom dána množstvím energie, která projde kolmou plochou na směr šíření zvuku za jednotku času při šíření zvuku. Intenzita zvuku je úměrná kvadrátu akustického tlaku. Pro referenční tón o výšce  $1 \text{ kHz}$  je referenční prahovou intenzitou hodnota  $10^{-12} [W/m^2]$ , která odpovídá hodnotě pro práh slyšení.

Vzhledem k širokému rozpětí sil vnímaných zvuků se používá pro vyjádření intenzity zvuku logaritmická stupnice, jejíž jednotkou je decibel ( $[dB]$ ). Intenzita v decibelech potom vyjadřuje, kolikrát je určitý zvuk silnější nebo slabší než zvuk základní, tedy sluchový práh, který je vyjádřen

číslem  $2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$ .

Analogicky jako u akustického tlaku je i pro intenzitu zvuku zavedena relativní míra pro srovnání zvuků dvojí intenzity, tzv. *hladina intenzity zvuku* (*Hearing Level, HL*), která je definována vztahem

$$HL = 10 \log \frac{I}{I_0} [\text{dB}], \quad (2.2)$$

kde  $I$  vyjadřuje hodnotu aktuálního intenzity zvuku [ $\text{W}/\text{m}^2$ ] a  $I_0$  je referenční prahová intenzita standardního referenčního akustického tlaku pro práh slyšení ( $10^{-12} \text{W}/\text{m}^2$ ).

Hlasitost potom představuje odraz intenzity akustického podnětu jako smyslového vjemu. Vztah hlasitosti a intenzity zvuku je logaritmický a přibližně platí, že při každém desetinásobném zvýšení intenzity podnětu vzroste hlasitost o  $1 \text{ dB}$ .

Platí, že hladina intenzity zvuku  $HL = 0 \text{ dB}$  představuje intenzitu prahu slyšení referenčního tónu a  $HL = 130 \text{ dB}$  odpovídá prahu bolesti, tedy maximální hodnotě intenzity referenčního akustického podnětu. Intenzita kolem  $50 \text{ dB}$  je pro ucho příjemná, nad  $100 \text{ dB}$  již nepříjemná. Zvuky s intenzitou nižší, než je prahová hodnota, označujeme jako podprahové, vyšší jako nadprahové. [10]

Lidským uchem detekovatelná frekvence se pohybuje mezi  $16 - 20000 \text{ Hz}$ . Kmitání s nižší frekvencí je možné vnímat jako vibrace, vyšší frekvence než horní hranice slyšitelnosti pro lidské ucho, tzv. ultrazvuk, zas mohou vnímat některá zvířata (až okolo  $200000 \text{ Hz}$ ). Citlivost na vysoké frekvence se s věkem zhoršuje. Pro mezilidskou komunikaci jsou nejdůležitější frekvence v rozmezí  $250 - 8000 \text{ kHz}$ , neboť v tomto rozmezí se pohybuje akustická oblast lidské řeči.

*Sluchové pole* označuje rozsah zvuků, tedy vlnění definované frekvencí a intenzitou tak, že je člověk schopen je vnímat jako zvuky. Frekvenčně je sluchové pole ohraničeno hodnotami  $16 - 20000 \text{ Hz}$ , intenzita potom nabývá hodnot  $0 - 130 \text{ dB}$ , ale hodnoty se mohou i u zdravých jednotlivců lišit. Jako tzv. normální sluch je v audiometrii považován sluch s prahem pohybujícím se v rozmezí  $-10 - 20 \text{ dB}$ , jako zhoršení sluchu (nedoslýchavost) jsou označovány až hodnoty prahu o  $20 \text{ dB}$  vyšší. Lidský sluch je nejvíce citlivý na frekvence  $1 - 4 \text{ kHz}$ , které označujeme jako střední frekvence. Aby byly zvuky na této frekvenci zaznamenány lidským uchem, stačí i velmi nízké intenzity. K nižším i vyšším frekvencím je lidské ucho méně citlivé, a je tak zapotřebí větší intenzity.

*Tónem* nazýváme zvuk s určitou frekvencí. Výška tónu je udána výškou frekvence (čím vyšší frekvence, tím vyšší tón). Tón však může mít i jiné cha-

rakteristiky, jako např. *barvu*. Ta určuje, jak tón zní, např. podle barvy lze rozlišit, zda je tón hraný na houslích či na klavíru. To je dáno harmonickými příměsemi, tedy přídatnými tóny. V audiometrii však používáme pouze tóny čisté, které jsou dány jednoduchým kmitavým pohybem s konstantní frekvencí bez jakýchkoli jiných tónových příměsí, tzn. tón, který nemá barvu. Takové tóny lze popsat sinusovou křivkou s konstantní amplitudou a frekvencí. V přírodě se téměř nevyskytují.

*Šum* je aperiodický zvuk, tedy zvuk s nepravidelnou frekvencí. Z nepravidelných šumů se např. skládá lidská řeč. V audiometrii jsou využívány dva typy šumu - bílý a úzkopásmový. Druhý zmíněný znamená, že šumové příměsí se pohybují v blízkém frekvenčním okolí základního tónu. [4, 16]

## 2.3 Činnost sluchového ústrojí

Zvuk je z okolí přiváděn do sluchového orgánu představovaného hlemýžděm přes periferní část sluchového ústrojí a je měněn na elektrické signály, které jsou poté přes centrální část předávány do sluchového centra.

Vnější akustické vlny představující zvuk rozkmitávají vzduchový sloupec uvnitř zvukovodu. Ty jsou převáděny na ušní bubínek a na řetěz středoušních kůstek. Bubínek svou plochou zachytává kmity, které jsou pákou kladívka a kovadlinky převáděny na několikrát menší plochu třmínku, kde vzniká výsledný tlak až 20× silnější než na bubínku. Toto zvýšení tlaku slouží k následnému překonání odporu nitroušních tekutin.

Pro správnou funkci převodního ústrojí je nutné, aby tlak ve středouší byl stejný jako v zevním zvukovodu. Protože vzduch ve středouší je neustále vstřebáván buňkami výstelky, je třeba jej průběžně doplňovat. K tomu dochází pomocí Eustachovy trubice hlavně při polykání či zívání. Pokud je funkce trubice poškozena, dochází k podtlaku, který má za následek vpáčení bubínku a následně ztížený přenos kmitů. Od třmínku postupují kmity do oválného okénka, kde dochází k rozkmitání perilymfy.

Středoušní svaly (*m. tensor tympani* a *m. stapedius*) při stahu vyvolaném zvuky vysoké intenzity napnou bubínek a blanku oválného okénka a zeslabí tak přenos zvuku, obzvláště vysokých tónů, do vnitřního ucha. Při velmi náhlých impulsích ale přijde tato ochrana pozdě, neboť latence tohoto reflexu se pohybuje okolo 10 ms. Z tohoto důvodu je stálý hluk méně škodlivý než náhlé impulsy.

Zatímco převodní ústrojí je zodpovědné pouze za kvantitativní změny zvukové vlny, tj. zesílení, ve vnitřním uchu se odehrává i kvalitativní změna zvukové vlny, když se mechanický (kmitavý) pohyb perilymfy mění pomocí

dráždění vláskových buněk Cortiho ústrojí na energii elektrickou. Takto vzniklý bioelektrický potenciál je možné měřit v různých místech sluchové dráhy, čehož je využíváno při objektivních audiometrických metodách.

Protože tekutina je nestlačitelná, šíří se akustická vlna dál až k okrouhlému okénku a změnou tlaku postupuje až k určitému místu membrány, kde dosahuje maximální amplitudy. Konkrétní zacílení této amplitudy závisí na výšce tónu - hlubší tóny, tedy s delší vlnovou délkou, rozkmitají membránu až na samé špičce hlemýždě, naopak vysoké tóny s kratší vlnovou délkou rozkmitají membránu už na začátku hlemýždě při jeho bázi. Tento jev je nazýván *tonotopní uspořádání zvuku*.

Vzniklá elektrická informace dále putuje do ústředního nervového systému, kde ve sluchové dráze a kůře probíhá samotná sluchová analýza, kdy je informace rozpoznána jako zvuk a pochopena např. jako konkrétní slovo či jiný podnět, na který je možné reagovat.

Nervové vzruchy přicházejí do jader sluchového nervu v prodloužené míše. V metencefalu jsou spojovány vzruchy z obou uší, čímž dochází k rozpoznání směru zvuku. V mezimozku se potom vyskytují různé buňky, některé slouží k rozpoznání frekvence, jiné pro přechodové jevy či kódování sledu hlásek. Ve sluchové kůře a jejím okolí dochází k uvědomování smyslu zvuku.

Kromě dříve popsaného vzdušného vedení, tedy rozkmitání perilymfy vedením zvuku přes zvukovod a střední ucho, je druhým způsobem přenosu vedení kostní, které umožňuje bezprostřední přenos zvuku ve formě kmitů z kosti spánkové a kostěného pouzdra labyrintu přímo na perilymfu nacházející se ve vnitřním uchu, čehož se využívá například při vyšetření pomocí přiložené ladičky. U běžných zvuků se kostní vedení uplatňuje jen málo, neboť pro přenos kmitů kostí je z důvodu většího odporu samozřejmě potřebná také větší energie (cca o 40 dB) než při přenosu vzduchem. U příliš silných zvuků je však nutné počítat i s kostním přenosem, a proto jsou pro utlumení ve velmi hlasitém prostředí využívány kromě sluchátek i přilby (např. letečtí mechanici). [4, 16, 18]

Sluchový práh nezávisí pouze na funkci periferního sluchového ústrojí, neboť citlivost smyslových buněk je velká. Kochleární potenciály lze odvádět i při zvucích podprahových, takže sluchový práh je určen i mnoha dalšími složkami jako např. dráždivostí nervových vláken a buněk a vodivostí sluchové dráhy, především ale stavem mozkové kůry, jejíž pohotová činnost je esenciální k realizaci sluchového vjemu a jeho zpracování. [15]



## 2.4 Poruchy sluchu

Poruchy sluchu jsou děleny dle místa a principu vzniku na převodní, které vznikají ztížením převodu zvuku v zevním nebo středním uchu (boltce, zevní zvukovod, středouší), a percepční, které způsobuje hlavně postižení nervových elementů či drah (vnitřní ucho, sluchový nerv, sluchové dráhy). Poruchy mohou být také kombinací obou předchozích. [4, 16]

### 2.4.1 Převodní

Poruchy převodní jsou způsobeny poruchou mechanického přenosu akustické energie, původcem může být například cizí těleso, tekutina ve středouší či perforace bubínku, které mají za následek zkreslení zvuku či ztrátu zesilovacího účinku.

#### Neprůchodnost zvukovodu

Co se týče zevního ucha, patologické změny boltce nemají na funkci sluchu výrazný vliv, v případě úplné amputace boltce dochází k drobnějším změnám ve směrovém slyšení. Významněji se projevuje ucpání zevního zvukovodu, které způsobuje ztížený přívod zvukové vlny do středního a vnitřního ucha. K ucpání dochází nejčastěji mazovou zátkou, při zánětu či může být způsobeno nádorem nebo cizím tělesem. V případě ucpání zvukovodu závisí míra poruchy slyšení na velikosti překážky ve zvukovodu, neboť zvuková vlna musí nejprve na cestě do středouší rozkmitat právě tuto překážku. Nedoslýchavost v tomto případě běžně nepřesahuje 30-40 dB. [4, 18]

#### Akustický zkrat

Funkce středního ucha může být narušena mnoha různými způsoby. Často se jedná o akustický zkrat vznikající při perforaci bubínku. Bubínek může také úplně chybět. V těchto případech není možné, aby dopadající tlakové změny rozkmitaly bubínek, neboť změny tlaku proniknou perforací až do dutiny bubínkové, a tak dochází k vyrovnání tlakového rozdílu, který slouží k rozpohybování bubínku. V případě menší perforace dochází k akustickému zkratu jen při nižších frekvencích. V případě vyšších tónů s kratší periodou se tlak díky malému otvoru nestačí vyrovnat, a tak je ztráta sluchu menší. [4, 18]

## **Zvýšená tuhost převodního systému**

K nejčastějším sluchovým poruchám dochází při zvýšené tuhosti převodního systému, byť v neporušeném středouší, která vzniká při snížení tlaku v dutině bubínkové. Převodní systém se stává velmi tuhým při vyplnění dutiny bubínkové tekutinou, např. sektrem při zánětech, také při adhezích a kalifikacích bubínku a kůstek způsobené záněty. Ztuhlost může být způsobená osteosklerózou, při níž dochází nejprve k částečné a posléze úplné ankyloze třmínku v oválném okénku. Tato zvýšení tuhosti způsobují typicky větší ztrátu opět v hlubokých tónech, protože rezonance převodního systému se přesouvá do vyšších tónů. [4, 18]

## **Ztráta funkce řetězu kůstek**

Další problém ve sluchovém ústrojí nastává při narušení funkce řetězu kůstek, jejichž pohyblivost může být zhoršena i při prázdném středouší - k tomu dochází například při podtlaku způsobeném nedostatečnou funkcí Eustachovy trubice nebo fixací třmínku v případě osteosklerózy či po prodělaném zánětu. Chronický zánět středouší může způsobovat tvorbu granulací či polypů, které mají také negativní vliv na přenos zvukové vlny. Při úrazech hlavy může dojít také k tzv. *luxaci* kovádlinky, tedy uvolnění kovádlinky a následnému přerušení řetězu kůstek. V těchto případech je sluchová ztráta značná a rovnoměrná na různých frekvencích. [4, 18]

## **Interference okének labyrintu**

V případě těžkých převodních poruch, kdy je převodní systém zničen a okrouhlé i oválné okénko vystaveno zvukovým vlnám, dochází k velmi těžkým ztrátám interferencí zvuků. Toto může nastat hlavně při velkých perforacích bubínku, u chronických zánětů středouší či po radikálních operacích s odstraněním velké části struktur středního ucha. Ke ztrátě interferencí dochází při obnažení obou okének, kdy na obě působí stejný tlak současně a bazální membrána, která ve fyziologickém případě kmitá díky tomu, že okrouhlé okénko pasivně povoluje tlaku v opačném směru než kmitá okénko oválné, nemá kam se vychýlit, a tak se kmity zruší.

## **Projevy převodních poruch**

Velká část převodních poruch se projevuje větší ztrátou sluchu v hlubších tónech, a to alespoň v počátečních stádiích poruchy. Výjimku tvoří poruchy způsobené zvětšením hmoty, tedy např. granulací ve středouší či zhrublou sliznicí. V pozdějších stádiích dochází ve většině případů k vyrovnání ztráty

sluchu pro všechny frekvence. Funkce vnitřního ucha zůstává zachována, nikdy tedy nedochází k úplné hluchotě, která by byla způsobena pouze převodními poruchami. Převodní ztrátu lze napravit např. zesílením zvuku sluchadlem, díky čemuž zůstane zachována srozumitelnost řeči. Pokud je zvuk zaváděn přímo do labyrintu kostním vedením, může být sluchová funkce díky eliminaci zevního hluku abnormálně dobrá. [4, 18]

## 2.4.2 Percepční

Percepční, nebo také *senzoryneurinální*, poruchy vznikají poruchou transformace akustické vlny na bioelektrický impuls, tedy vzruch přenášený do centrální nervové soustavy. To způsobuje ztrátu citlivosti na zvuky, například tedy zvýšení sluchového prahu.

Percepční vady lze dále dělit na periferní kochleární (nitroušní), které zahrnují poškození sluchových buněk vnitřního ucha v hlemýždi, periferní retrokochleární, vznikající v místě sluchové dráhy jako poškození nervových spojení mezi vnitřním uchem a sluchovou korou mozkovou, nebo centrální, kdy se porucha nachází v oblasti sluchových center v mozku. [16]

### Kochleární periferní porucha

Kochleární porucha, tedy porucha vláskových buněk, je nejčastější porucha periferního typu způsobená regresivními pochody v hlemýždi. Původcem tohoto může být vrozená méněcennost a zranitelnost smyslových buněk (tzv. *heredodegenerativní nedoslýchavost*), toxické vlivy (jedy, infekce, ototoxické léky), traumatický hluk, zánět či jednoduše stáří. Tato porucha vzniká jako následek zániku smyslových buněk Cortiho orgánu. Kochleární porucha je charakteristická větší ztrátou sluchu na vyšší tóny s první a největší ztrátou na frekvenci 4 kHz.

Tato porucha kromě kvantitativních změn (jako poruchy převodní) působí i změny kvalitativní. Dochází totiž k neúměrnému vnímání hlasitosti zvuků, kdy postižená osoba zvuky pod prahem neslyší, ale zvuky nad prahem slyší v neúměrné hlasitosti, mimo to je narušena schopnost rozlišování výšky zvuků. Z tohoto důvodu je velmi složité až nemožné kompenzovat tuto poruchu pomocí sluchadel.

Stejnými příznaky jako porucha kochleární se projevuje tzv. hydroks labyrintu, kdy dochází ke zvýšení tlaku v *ductus kochlearis*, ale zvukové ztráty jsou rovnoměrné, případně se porucha projevuje nejvíce na středních frekvencích. [18]

## Retrokochleární periferní porucha

Retrokochleární či suprakochleární periferní porucha se týká sluchového nervu nebo celkově periferního neuronu. Nevyskytuje se tak často jako porucha kochleární a může být způsobena zánětem či nádorem sluchového nervu. Ztráty ve vysokých tónech nemusí být přítomny, stejně tak vnímání hlasitosti zvuků. [18]

## Centrální poruchy

Centrální poruchy sluchu se nachází na úrovni sluchové dráhy či mozkové kůry a bývají způsobeny lézemi. Jejich hlavní charakteristikou je relativně nenarušená sluchová ostrost pro tóny či hlasitost, ale problém nastává na úrovni rozlišování zvuků a jejich chápání, hlavní problém tedy představuje schopnost porozumění mluvené řeči. Hlavní rozdíl podle konkrétního místa poruchy spočívá ve skutečnosti, že při poruše sluchové dráhy je narušena schopnost rozpoznat zvuky řeči, zatímco při poruše korové dokáže pacient zvuky řeči rozlišovat či dokonce opakovat, ale smyslu slov není schopen porozumět (tzv. slovní hluchota). Nejvíce závažnou lézí na centrální úrovni je *akustická agnozie*, která způsobuje poruchu rozlišování i chápání smyslu zvuků, a to nejen zvuků řeči, ale i ostatních jako např. zvuky zvířat, hluk auta, specifické zvuky hudebních nástrojů atd. Tato léze se nachází současně na úrovni korové i podkorové. V případě, že jsou centrální poruchy vrozené či vzniklé v nízkém věku, vzniká i vývojová dysfázie, tedy opožděná a zkreslená řeč. [18]

**Auditorní neuropatie (AN)** Auditorní neuropatie je formou percepční nedoslýchavosti s etiopatogenezí neurální složky nedoslýchavosti. Jedná se o postižení neurálních struktur snížením počtu nervových vláken a jejich synchronizace při vedení informace z vnitřního ucha do sluchových center. Kochleární aparát je v tomto případě neporušen a vyšetření OAE (Otoakustické emise) vykazuje zcela normální znaky, zatímco vyšetření ABR (sluchové kmenové potenciály) ukazuje vysoké abnormality. [6]. To znamená, že pacienti s tímto onemocněním mají normální funkci vnějších vláskových buněk, ale problém je v VIII. hlavovém (*vestibulo-kochleárním*) nervu, který přenáší elektrické signály do mozku. AN ovlivňuje normální synchronní aktivitu ve sluchovém nervu, aniž by měla vliv na zesílení ve vnitřním uchu. Pacienti s AN si často stěžují, že slyší zvuky, ale mají problém s porozuměním řeči. [19]

AN se může objevit v každém věku, ale typická je pro nejmenší děti. Léčba je neznámá, neboť v mnoha případech zavedení sluchadel či kochle-

árního implantátu nevede ke zlepšení, kochleární implantát může pomoci v případě, že hlavní poškození je kochleárního typu (např. porucha vnitřních vláskových buněk. [17, 19]

Děti postižené touto poruchou dokáží vnímat řeč až po několika opakováních. Bylo zjištěno, že vyšetření typu GAP-detection (viz dále) může pomoci tuto vadu odhalit, neboť děti trpící AN vykazovaly výrazně horší výsledky v těchto testech než děti bez AN.

### 2.4.3 Kombinované

Kombinované poruchy jsou kombinací dvou předchozích kategorií, jako příklad lze uvést kombinaci převodní poruchy způsobené perforací bubínku spolu s percepční poruchou danou věkem.

## 2.5 Míra postižení sluchu

Dle míry postižení sluchu se kvalita sluchu dělí do tří základních kategorií: normální sluch, nedoslýchavost, hluchota.

Normální sluch se vyznačuje sluchovým polem s rozsahem přibližně 0-130 dB, u normálního sluchu se práh může pohybovat v hodnotách -10-20 dB, jako nedoslýchavost se označují až hodnoty s prahem o 20 dB vyšší a bývá způsobena některými výše popsanými poruchami na různých úrovních sluchového orgánu. Jako hluchota se označuje stav, kdy už pacient není schopen vnímat zvukové informace.

Úroveň sluchové ztráty lze dle tónového audiogramu zařadit do kategorií [16]:

- Lehká ztráta (25 - 40 dB)
- Středně těžká ztráta (40 - 55 dB)
- Těžká ztráta (55 -70 dB)
- Velmi těžká ztráta (70 - 90 dB)
- Hluchota, zbytky sluchu (90 dB a více)

# 3 Základní metody vyšetření sluchu

Vyšetřením sluchu se zabývá audiologie, věda o sluchu a porozumění řeči. Základním audiologickým vyšetřením je zjištění prahu percepce, tedy sluchového prahu pro daného člověka. [16]

Podle odchylky od fyziologických hodnot lze dále usuzovat na míru poruchy či vady, konkrétní postižení je pak závislé na mnoha dalších faktorech a je nutné provést další vyšetření, kterými se ale v této práci nebudeme zabývat.

## 3.1 Typy vyšetřovacích metod

Existuje celá škála metod, které jsou používány pro vyšetření sluchu. Vyšetřovací metody se dělí podle způsobu vyšetření do několika kategorií.

### 3.1.1 Podle vedení zvuku

Podle vedení zvuku se vyšetřovací metody dělí na vyšetření vzdušným, či kostním vedením. V případě vyšetření kostním vedením je přikládán kostní vibrátor na mastoidní výčnělek. U vyšetření vzdušným vedením je akustický podnět přiváděn do sluchového ústrojí pacienta zvukovodem a jako zdroj jsou využívána sluchátka. [7]

### 3.1.2 Podle vztahu k prahu percepce

Testy sluchu se mohou rozlišovat také podle vztahu k objektivní hodnotě prahu percepce. Prahové testy slouží k nalezení prahu percepce, tj. nejmenšího podnětu o definované intenzitě a frekvenci, který lidské ucho vnímá jako zvuk a na který pacient reaguje pozitivní odezvou. Nadprahové testy slouží k nalezení prahu diference, tedy nejmenšího rozdílu dvou podnětů o téže frekvenci, který je pacient schopen zaznamenat [10]. Do této kategorie patří například SISI test (*Short Increment Sensitivity Index*) nebo analogický test nalezení prahu percepce poklesu intezity podnětu (*GAP detection*).

Oba tyto testy budou blíže popsány v následujících kapitolách.

### 3.1.3 Podle míry objektivit

Podle míry objektivit lze vyšetřovací metody zařadit do dvou kategorií - objektivní a subjektivní. Subjektivní metody vyžadují nutnou spolupráci pacienta, neboť výsledek závisí na vnímaném subjektivním počítku, zatímco metody objektivní lze provádět i bez přímé spolupráce, a lze je tedy snáze provádět i u dětí. Obě tyto kategorie budou blíže popsány v dalších kapitolách.

## 3.2 Subjektivní vyšetřovací metody

Subjektivní vyšetřovací metody zahrnují vyšetření hlasitou řečí a šepotem i vyšetření ladičkami. Do kategorie subjektivních testů lze zařadit i speciální nadprahový test poklesu intenzity podnětu (GAP), který bude popsán později.

### 3.2.1 Zkouška řečí

Sluchová zkouška řečí i šepotem probíhá určováním vzdálenosti, na kterou pacient slyší běžná dvouslabičná [1] slova, která vyšetřující vyslovuje konverzační hlasitostí či šepotem. Jelikož vyšetření probíhá monoaurálně, je nutné druhé ucho ohlušit Barányho ohlušovačem nebo kroužením prstu na tragus vtlačený do zvukovodu. Při vyšetření šepotem není ohlušovač nutný a stačí pouze stlačit tragus do zvukovodu. To slouží k vyřazení přeslechů druhým uchem. Pro vyšetření různých frekvencí je nutné volit slova, jejichž porozumění je vázáno na dané frekvence. Pro nízké frekvence se využívají slova obsahující formanty (u, o, t, b, p, n, m), pro střední frekvence (a, e) a pro vysoké frekvence (s, z, c). U hlasité řeči je většina zvukové energie uplatněna v samohláskách a formanty jsou proto z hluboké a střední tónové oblasti, u šepotu naopak převažují souhlásky s vysokými formanty. Z tohoto důvodu je u percepční nedoslýchavosti s poruchou percepce vysokých tónů velký rozdíl mezi testem hlasitou řečí a šepotem. Fyziologická hodnota vzdálenosti pro schopnost rozumět a opakovat slova se liší dle konkrétní literatury a pohybuje se na úrovni 6-10 m. Tyto sluchové zkoušky pomohou určit stranu a přibližně i tíži poruchy sluchu. [16, 18]

### 3.2.2 Zkouška ladičkami

Zkoušky ladičkami jsou prováděny sadou ladiček s frekvencemi od  $C_{64}$  až po  $c_5$  (4096 Hz) [18]. Nejčastěji je ale využívána ladička  $C^1$  s frekvencí 512 Hz. [1]

Vyšetření za pomoci ladiček slouží k základní diagnostice a odlišení percepční a převodní vady. [16]

### **Weberova zkouška**

Principem Weberovy zkoušky je srovnání kostního vedení obou stran. Ladička je přikládána na temeno hlavy stejně daleko od obou uší, stejných výsledků ale dosáhneme při přiložení na čelo, bradu i kořen nosní. Podle lateralizace, tedy toho, ve kterém uchu vyšetřovaný slyší zvuk ladičky déle, zjistíme, ve kterém uchu má pacient lepší kostní poslech. Bez lateralizace, tedy při symetrickém vnímání zvuku v obou uších, vnímá zvuk pacient bez sluchové vady nebo se symetrickou poruchou na obou uších. Lateralizace do nemocného ucha je udávána při převodní poruše, lateralizace do zdravého ucha je udávána při percepční vadě, tedy poruše vnitřního ucha. [16, 18]

### **Rinného zkouška**

Rinného zkouška slouží ke srovnání kostního a vzdušného vedení pro každé ucho zvlášť. Rozezvučená ladička se přikládá na mastoidní výběžek pacienta, ale nesmí se dotýkat boltce. Když pacient přestane tón slyšet, přiloží se ladička zdvojeným koncem ke vchodu zvukovodu. Pokud vyšetřovaný slyší tón i nadále, je výsledek pozitivní a lze usuzovat na fyziologický sluch či percepční vadu, která může být způsobena poškozením vláskových buněk, sluchového nervu nebo patologickými změnami ve sluchových drahách. Převodní vada se projevuje lepším kostním vedením na vyšetřované straně a může být způsobena mazovou zátkou, cizím tělesem ve zvukovodu, porušeným bubínkem, přerušným řetězem kůstek, fixací třmínku, jizevnatými změnami ve středouší apod. [4, 16, 18]

### **Schwabachova zkouška**

Schwabachova zkouška porovnává kostní vedení vyšetřovaného s vyšetřujícím za předpokladu, že vyšetřující má normální kostní vedení. Provádí se přikládáním rozezvučené ladičky na mastoidní výběžek vyšetřovanému a vyšetřujícímu. Slyší-li vyšetřovaný ladičku déle, má Schwabacha prodlouženého a lze usuzovat na převodní poruchu, slyší-li ladičku kratší dobu, má Schwabacha zkráceného a je možná porucha vnitřního ucha. Výsledek je normální, pokud slyší oba ladičku stejně dlouho. [4, 18]



## Gellého zkouška

Gellého zkouška podává informace o funkci řetězu kůstek. Rozezvučená la-dička se přikládá na mastoidní výčnělek a současně dochází k měnění tlaku vzduchu ve zvukovodu pomocí Politzerova balónku. Pokud je hybnost kůstek dobrá, pacient uvádí změny intenzity zvuku. Při fixaci kůstek pacient změny nedetekuje. [16]

### 3.2.3 Audiometrie

#### Prahová tónová audiometrie

Audiometrické vyšetření vzdušným vedením probíhá v odhlučněné audiologické komoře za pomoci sluchátek, jež má pacient na uších. Audiologická sestra do sluchátek pouští monoaurálně tóny zesilované z podprahové intenzity tak, až je dotyčný uslyší. Frekvence tónů se pohybují mezi 125-8000 Hz. Jedná se o subjektivní vyšetření s cílem nalezení a kvantifikace prahu slyšení, který je udáván v decibelech. Pro zjištění rozdílu mezi intenzitami dvou tónů (intenzita konkrétního tónu od intenzity prahové) je nutné si uvědomit vztah mezi intenzitou zvuku a jeho sluchovým vjemem. Roste-li intenzita zvuku geometrickou řadou, mění se sluchový vjem řadou aritmetickou. Proto je používána jednotka dB, která vyjadřuje logaritmus podílu těchto dvou intenzit.

*Přeslechem* rozumíme v audiometrii nežádoucí slyšení zvuku nevyšetřovaným uchem. K přeslechům dochází zpravidla vždy vedením kostním, a tak ani sebelepší utěsnění sluchátka přeslechu nemůže stoprocentně zabránit. Při audiometrickém vyšetření je nutné v některých případech zamezit přeslechům druhým uchem, v případě audiometrického vyšetření kostním vedením je nutné druhé ucho maskovat vždy. K maskování se využívá bílý šum s rovnoměrným zastoupením všech frekvencí, jehož intenzita se přizpůsobuje dle potřeby.

Pro jednoduché popsání a srovnání prahu sluchu přiřadil dr. E. Fowler v roce 1936 procentuální zastoupení jednotlivých frekvencí dle významu pro vnímání řeči, kdy jako nejdůležitější určil frekvence 1 a 2 kHz. Ztráta 95 a více dB na všech frekvencích odpovídá 100% ztrátě. Procentuální hodnoty na každém uchu se sčítají a celková ztráta je určena jako součet ztráty lepšího ucha a čtvrtiny rozdílu mezi ušima. [4, 16, 18]

#### Slovní audiometrie

Slovní audiometrie slouží k určení skutečné použitelnosti sluchu a úrovně rozumění. Vyšetření je nutné ke zhodnocení potřeby korekce sluchové vady

za pomoci sluchadla či ke zvážení jeho efektu. V audiologické komoře se pacientovi pouští do sluchátek, nejprve monoaurálně a následně binaurálně, sestavy slov se zastoupením nízkých, středních i vysokých formantů. Hodnotí se počet správných odpovědí. [16]

### 3.3 Objektivní vyšetřovací metody

Objektivní vyšetřovací metody jsou vhodné pro pacienty, kteří nejsou schopni (věk, duševní choroba) nebo nechtějí (simulace, agravace) spolupracovat. [16]

#### 3.3.1 Impedanční audiometrie

Impedanční audiometrie je metoda založená na měření odporu převodního aparátu ucha. Dělí se na dvě subkategorie - tympanometrii a vyšetření třmínkových (*stapediálních*) reflexů.

Při tympanometrii jsou vyšetřovány vlastnosti bubínku jako jeho poddajnost měnící se v závislosti na trojici blanky i v závislosti na obsahu středouší. Z tohoto důvodu tato metoda nepřímo slouží i ke zjištění stavu středouší. Při tomto vyšetření je vchod zvukovodu utěsněn olivkou a pomocí přístroje v něm je měněn tlak vzduchu. Přístroj také vysílá vyšetřovací tón a následně snímá od bubínku odražený zvuk. V případě neporušeného bubínku a stejného tlaku ve středouší i ve zvukovodu jsou výsledně zjištěné vlastnosti nejlepší.

Vyšetření třmínkových reflexů spočívá v nepodmíněném reflexu třmínkového svalu. Tento reflex je vyvolán silným zvukem, jehož následkem dojde ke stažení třmínkového svalu. Jeho stahem dojde ke zvýšení tuhosti středoušních kůstek a následně i bubínku, čímž dojde také ke zvýšení odporu středního ucha. Třmínkový reflex je nepodmíněný a vrozený a slouží k ochraně ucha před nadměrným hlukem. Vyšetření spočívá v registraci změny compliance (akustické poddajnosti) středního ucha. Přítomnost tohoto reflexu při stimulační intenzitě na hladině 80 dB svědčí o normální funkci stapediálního reflexu a vylučuje tak středně těžkou a závažnější poruchu sluchu. [16]

#### 3.3.2 Otoakustické emise

Zvuky, které produkují primárně zevní vláskové buňky Cortiho orgánu svou kontrakcí, nazýváme otoakustickými emisemi. Přítomnost těchto zvuků svědčí o fyziologickém stavu vnějších vláskových buněk, a tedy i fyziologickém sluchovém prahu. K registraci emisí dochází pomocí citlivého mikrofonu umístěného v zevním zvukovodu.

Existuje několik různých metod k měření emisí. V současnosti nejčastěji používané jsou *transientní otoakustické emise* (TEOAE), které vznikají jako reakce na akustický signál. Pokud je sluchový práh nižší než 30 dB, předpokládáme pozitivní výsledek TEOAE. Další metodou je *distorzní produkt otoakustických emisí*, jež vzniká jako reakce na dva současné vysílané tóny s frekvencemi nedaleko od sebe. Odpověď je potom frekvenčně závislá.

Vyšetření není závislé na stavu vědomí ani věku, a proto je v současné době velice důležité pro novorozenecký screening sluchu. [16]

### 3.3.3 Sluchové evokované potenciály

Měření evokovaných potenciálů, (*Evoked Response Audiometry*, ERA) umožňuje detekovat bioelektrickou aktivitu, která probíhá při vnímání zvuku celou sluchovou dráhou od vnitřního ucha. Vyšetření se provádí v tiché místnosti. Podle latence a místa snímání potenciálu jsou rozlišovány následující typy vyšetření.

*Elektrokochleografie* měří potenciály s latencí 0-4 ms pomocí elektrody umístěné v kůži zevního zvukovodu nebo pro přesnější výsledky měření pomocí sondy přes střední ucho k *promontoriu*<sup>1</sup>. Pacient musí být v klidu v leže na zádech, případně pod vlivem medikamentózní sedace. Tato metoda umožňuje vyšetřit vláskové buňky kochley.

*Kmenové sluchové potenciály* (*Brainstem Evoked Response Audiometry*, BERA, či *Auditory Brainstem Response*, ABR) je z kategorie evokovaných potenciálů nejvýznamnější a nejčastěji prováděné vyšetření. Slouží k zaznamenání potenciálů s latencí do 10 ms jako odpověď na zvuk v oblasti mozkového kmene či na sluchové dráze. Zvuk je do vyšetřovaného ucha pouštěn ze sluchátek a nejčastěji má podobu tzv. click, což je pulzní zvuk dané intenzity a frekvence.

Vyšetření slouží k vyloučení retrokochleární léze, tedy poškození periferního sluchového nervu (např. Auditorní neuropatie) aj.

*Střednědobé evokované potenciály* (*Steady State Evoked Potentials*, SSEP) vyšetřuje střednědobé evokované potenciály na čtyřech hlavních frekvencích s latencí do 70 ms. Vyšetření se provádí v celkové anestezii a slouží k indikaci kochleární implantace a dokáže odhalit i zbytky sluchu na nízkých frekvencích.

*Korové potenciály* (*Cortical Evoked Response Audiometry*, CERA) je vyšetření, které využívá ke stanovení prahu sluchu snímání korových potenciálů s pozdní latencí do 400 ms. Vyšetřovaný zvuk má podobu čistého tónu

---

<sup>1</sup>vyklenutí na mediální stěně středoušní dutiny *cavum tympani* podmíněné prvním závitem hlemýždě ve vnitřním uchu [13]

o stanovené frekvenci a intenzitě, ale je možné vyšetřovat i slovem, čehož se využívá u dětí s poruchami vývoje řeči. Vyšetření udává podobné výsledky jako tónový audiogram. [16]

### 3.4 Speciální vyšetřovací metody - nadprahové testy

Jako nadprahové testy jsou označovány audiometrické vyšetřovací metody, kdy dochází k vyšetřování sluchu v hladinách nad sluchovým prahem. Tyto testy jsou založeny na rozdílném vnímání hlasitosti. Hlasitost zvuku při rostoucí hladině intenzity roste u poruchy nitroušní rychleji než při převodní poruše. I malé změny intenzity tak způsobí velkou změnu ve vnímání hlasitosti. Většina těchto testů slouží převážně k diferenciální diagnostice percepční nedoslýchavosti kochleární od retrokochleární (viz kapitola 2.4.2). Lidé s poruchou vnějších vláskových buněk tak lépe rozpoznají i malé změny intenzity. [3, 9]

V průběhu let bylo vyvinuto mnoho těchto metod, které ale nejsou vždy plně spolehlivé, a tak nejsou v běžné audiometrii využívány příliš často a jsou postupně nahrazovány objektivními metodami. Všechny tyto testy jsou založeny na fenoménu vyrovnání hlasitosti (*loudness recruitment phenomenon*). Postatou tohoto fenoménu jsou rozdílné vlastnosti vnějších a vnitřních vláskových buněk. Tyto zkoušky mají potvrdit nebo naopak vyvrátit poškození vláskových buněk v Cortiho orgánu. Pozitivní výsledky testů potvrzují nitroušní postižení (recruitment pozitivní), negativní výsledky (recruitment nepřítomen) potvrzují převodní nedoslýchavost. [3, 9]

#### 3.4.1 Fowlerova zkouška (ABLB)

Fowlerova zkouška (*Alternate Binaural Loudness Balance Test, ABLB*) je využívána při jednostranné nedoslýchavosti. Princip spočívá jednoduše v porovnání vnímání hlasitosti tónu v uchu zdravém a nedoslýchavém. Při nízkých hladinách vnímá vyšetřovaná osoba tón stejné frekvence, který je mu střídavě rozdílně zaváděn do obou uší. S narůstající hlasitostí mizí vnímání rozdílu hlasitosti tónu a nastupuje její vyrovnání. U kochleární nedoslýchavosti dochází k vyrovnání recruitmentu, ve frekvenční oblasti poškozených vláskových buněk. [3]

### 3.4.2 Regerova zkouška (AMLB)

Regerova zkouška (*Alternate Monoaural Loudness Balance Test, AMLB*) je podobná jako zkouška Fowlerova, ale srovnává hlasitost dvou tónů různé frekvence v jednom uchu. Nejčastěji je využívána u symetrické percepční nedoslýchavosti, její praktické využití je ale výrazně menší než u zkoušky Fowlerovy. Kochleární vada sluchu je potvrzena vyrovnáním hlasitosti. [9]

### 3.4.3 Lüscher-Zwislocki test

Lüscher-Zwislocki test, též Lüsherův test vychází z principu, že malá změna intenzity vyvolá velký rozdíl ve vjemnu hlasitosti u osoby s postižením vláskových buněk hlemýždě. Nejmenší rozeznatelná změna intenzity se nazývá *diference limen pro intenzitu (Difference Limen for Intensity, DLI)*. Při silnějších tónech se snáze rozeznává menší rozdíl intenzity než při slabších. Stanovení této nejmenší postřehnuté změny je základním principem Lüscherovy zkoušky. Recruitment je pozitivní v případě, že zjištěná hodnota DLI je menší než 0,8 dB. [3]

### 3.4.4 Békésyho zkouška

Princip Békésyho zkoušky spočívá v ovládní intenzity prahového tónu vyšetřovanou osobou. Zkouška se provádí pomocí speciálního audiometru se zabudovanou Békésyho funkcí, kdy jsou do ucha vyšetřované osoby pouštěny tóny s měnící se intenzitou a frekvencí. Pacient stiskne tlačítko v případě, že tón slyší, a tlačítko pustí, pokud tón přestane vnímat. Výsledkem je jakási ozubená křivka, dle níž lze usuzovat na typ a lokalizaci sluchové vady. U kochleární vady je například amplituda a frekvence zubů vyšší než u vady retrokochleární či fyziologického sluchu.

### 3.4.5 Short Increment Sensitivity Index test (SISI)

*Short Increment Sensitivity Index*, zkráceně SISI test, je test citlivosti na krátký přírůstek intenzity zvuku s vysokou mírou objektivitu. Toto vyšetření slouží hlavně k diferenciační diagnostice retrokochleární (viz kapitola 2.4.2) léze a jeho výsledkem je číslo udávající počet nárůstkových impulzů (běžně z 20), které byl pacient během vyšetření schopen postřehnout. [2, 7] Samotné vyšetření probíhá na nadprahové intenzitě odpovídající prahové hodnotě navýšené o 20 dB a každých 5 vteřin dojde k nárůstkovému impulzu, kdy se tato intenzita zvýší o 1 dB na dobu 200 ms. Vyšetření se

provádí na frekvencích 500, 1000, 2000 a 4000 Hz. Cílem je zjistit procentuální zastoupení nárůstků, které pacient zaznamenal. Každému odhalenému nárůstku intenzity přiřadíme hodnotu 5 %. Je-li vyhodnocení testu 0-20 %, tedy test je negativní, jedná se o retrokochleární poruchu, pravděpodobně retrokochleární léze s patologickou únavou, která je projevem retrokochleární ztráty sluchu a může být diagnostikována metodou evokovaných potenciálů. Úroveň 80-100 %, tedy pozitivní, odpovídá vadě kochleární. Hodnoty mezi těmito hraničními odpovídají fyziologickému sluchu, možná je však i smíšená nedoslýchavost. [1, 2, 7]

### 3.4.6 Assessment of temporal resolution (ATR)

Testy tohoto typu slouží k diferenční diagnostice percepčních poruch, kdy samotné ucho není poškozeno, ale problém se nachází v nervovém systému (centrální sluchová porucha, auditorní neuropatie). Jedná se o skupinu testů, které si kladou za cíl najít práh detekce diferenciace, tedy určit, zda tón, v němž je na náhodném místě umístěn krátký útlum intenzity (ISI - *inter stimulus interval*), je vyšetřovanou osobu vnímán jako tón jeden, či dva. Testy tohoto typu nejsou plně normovány, ale normativní data pro testy RGDT a AFT-R naznačují, že prahová hodnota diferenciace pod 20 ms může být považována za normální, neboť na základě výzkumů bylo zjištěno, že fyziologicky by mělo být lidské ucho schopno rozpoznat přechody formantních frekvencí řeči v rozsahu 0-20 ms. Prahové hodnoty s větší délkou jsou vnímány jako abnormální a je možná přítomnost poruchy zpracování a rozlišování řeči.

K cíli nalezení tohoto prahu vedou dva různé přístupy, *fusion detection* (detekce splynutí) a *gap detection* (detekce mezery), a existují dva dostupné a využívané testy: AFT-R a RGDT. [5, 7, 8]

#### Auditory Fusion test Revised - AFT-R

U tohoto testu hledáme šířku útlumu takovou, že tóny splynou, jsou tedy vnímány jako jeden a GAP není rozlišena.

Tato metoda zahrnuje dva podněty na frekvencích 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz a 4 kHz, které jsou prezentovány s mezerami (100% útlum) o šířce 2-300 ms. Test zahrnuje také „nacvičovací“ tóny, které jsou předloženy bez ISI, tedy ve formě jediného podnětu. Vyšetřovaná osoba musí určit, zda slyší tón jeden, či dva. Na rozdíl od RGDT předkládá tento test 9 mezer o délce 0-40 ms v náhodném pořadí. [20]

**BFT** (*Binaural Fusion Test*) je variantou AFT-R. Tento test se skládá ze série krátkých šumů s náhodně umístěnými ISI, které jsou předkládány binaurálně. [5]

### **Random GAP Detection Test (RGDT)**

Při testech typu GAP detection hledáme šířku útlumu takovou, že jsou již tóny vnímány jako dva. Obecně platí, že čím užší interval poklesu, který pacient dokáže zaznamenat, tím lepší je jeho schopnost rozlišení. Na rozdíl od AFTR se test provádí binaurálně na stálé intenzitě 55 dB. [5]

**GIN** (*Gap In Noise*) je variantou RGDT. Tento test sestává z 6s segmentů širokopásmového šumu, které mohou obsahovat žádnou až 3 mezery, které jsou zařazovány náhodně dle šířky (2-20 ms). Vyšetřovaná osoba odpovídá stiskem tlačítka na každou zaznamenanou mezeru. [5, 20]

# 4 Návrh a realizace systému

## 4.1 Požadavky

Cílem práce je vytvoření programového vybavení pro získání odhadu prahu percepce při automatickém vyšetření sluchu tónovou audiometrií metodou GAP-Detection. Jedná se o stanovení prahu intenzity a délky trvání poklesu akustického podnětu viz [7].

Požadavky byly formulovány ORL klinikou Fakultní nemocnice v Plzni:

- Cílem práce je nalezení a využití algoritmů pro odhad prahu percepce tónovou audiometrií a následné využití principiálně podobných algoritmů pro metodu poklesu intenzity podnětu.
- V obou případech bude zvolený algoritmus obsahovat fázi vyhledání a fázi ověření odhadu prahu percepce.
- Bude se jednat o nadprahový test (s navýšením 30 dB nad práh sluchu) na běžné frekvenci 1 kHz.
- Bude realizován systém vyšetření, který bude zahrnovat programové vybavení pro automatické nalezení odhadu prahu percepce pro obě zmíněné vyšetřovací metody.
- V rámci vyšetření detekce poklesu intenzity podnětu bude zvolen přístup s konstantní šířkou mezery, kdy bude hledán minimální zaznamenaný pokles intenzity.
- Systém bude schopen běhu na běžných kancelářských počítačích s operačním systémem Windows (kompatibilní s verzemi XP, Vista, 7 atd.).

## 4.2 Řešení

Jako výchozí bod práce byly zvoleny výsledky z již publikované práce na podobné téma [7], která se zabývala metodou poklesu intenzity podnětu s tím, že pro odhad prahu vnímání poklesu intenzity byl použit algoritmus půlení intervalů, což je metoda, která ne vždy poskytuje uspokojivé výsledky. Hlavní problém představuje totiž nemožnost překročení hodnoty podnětu, na niž vyšetřovaný již jednou udal negativní odpověď, což ale mohlo být



způsobeno např. nepozorností, špatným stiskem tlačítka apod. Metoda poklesu intenzity podnětu patří do nadprahových testů, které jsou pro většinu vyšetřovaných mnohdy nejen náročné na pochopení, ale hlavně během vyšetření často převládá nejistota ohledně vnímání podnětu, kdy si obzvláště blízko prahových hodnot není vyšetřovaný jist svou odpovědí a často dochází k podávání nepřesných odpovědí ohledně počítku podnětu. Z tohoto důvodu nejsou čistě deterministické algoritmy, kam půlení intervalů můžeme zařadit, nejvhodnějším řešením pro algoritmizaci těchto nadprahových vyšetření, která jsou často zatížena velkou neurčitostí. Z tohoto důvodu byly ke zpracování této práce vybrány algoritmy stochastické předpokládající jistou míru neurčitosti. Konkrétně byly pro realizaci a k následnému porovnání zvoleny modely využívající normálního a rovnoměrného rozdělení náhodné veličiny maskování podnětu podle vzoru již prezentovaného v [10]. Zde byly tyto metody použity pro prahové testy, konkrétně vyšetření tónovou audiometrií.

Tyto vybrané modely byly použity nejen pro vyšetření poklesu intenzity podnětu, ale také pro běžné vyšetření tónovou audiometrií. Tu je vždy nutno provést před měřením poklesu intenzity, aby byl znám práh percepce vyšetřovaného jedince a z něj bylo možné dále vycházet pro vyšetření metodou poklesu intenzity podnětu.

## 4.3 Popis použitých vyšetřovacích metod

### 4.3.1 Prahová tónová audiometrie

Prahová tónová audiometrie byla již zběžně popsána v teoretické části. Tato kapitola bude věnována podrobnějšímu zaměření na běžně používaný postup a normy této metody, které jsou v audiometrii uplatňovány k nalezení prahu percepce touto metodou.

Pro vyšetření tónovou audiometrií se běžně používá relativní audiogram, tzn. nezaměřujeme se na přesnou intenzitu, kterou vyšetřovaná osoba slyší, ale na poměr této hodnoty k prahu referenčnímu.

Pro prahové metody je typické, že prahovou hodnotu není možné určit přesně, můžeme jen určit její odhad, a to na základě podnětů, které pacient ještě slyší (nadprahové podněty), a podnětů, které již nedokáže zaznamenat (podprahové). Prahová hodnota se potom bude pohybovat kdesi mezi těmito hodnotami. V běžné audiometrii jsou podněty zaokrouhlovány na 5 dB kroky, neboť tato hodnota představuje pro lidské ucho jen minimální rozdíl. Samotné vyšetření potom sestává ze složeného experimentu, tedy sekvence předkládaných podnětů o různých intenzitách (elementárních experimentů). Je sledována odezva pacienta, která je následně vyhodnocena a dle konkrétní

odpovědi je stanoven podnět následující.

Způsob výběru intenzit, které budou pacientovi předloženy, je definován normou ISO 8253-1. Tato norma definuje dvě metody vyšetření prahu percepce bez maskování. Pro jejich pochopení bude nejprve definováno několik pojmů a jejich značení.[10]

$i$  - hodnota intenzity akustického podnětu [dB]

$f$  - frekvence akustického podnětu [Hz]

$s_{i,f}$  - podnět o intenzitě  $i$  [dB] a frekvenci  $f$  [Hz]

$h$  - odhadovaná hodnota prahu percepce [dB]

$y = 1$  - pozitivní odezva vyšetřované osoby

$y = 0$  - negativní odezva vyšetřované osoby

### **Nárůstová metoda**

1. Pacientovi předložíme podnět na počáteční intenzitě (předpokládaný práh = 10 dB).
2. Pokud pacient podnět nezaznamená, tedy  $y = 0$ , postupně zvyšujeme intenzitu o 5 dB.
3. Až se dostaneme na intenzitu, že pacientova odpověď je pozitivní, tedy  $y = 1$ , začneme intenzitu snižovat s krokem 10 dB až do další negativní odezvy,  $y = 0$ . Potom znovu opakujeme krok 2.
4. kroky 2 a 3 opakujeme, dokud není splněna podmínka „3 z 5“, tj. dokud nezískáme tři pozitivní odpovědi na stejné minimální hladině intenzity při pěti nárůstech.
5. Práh percepce odhadneme podle zjištěné nejnižší hladiny intenzity podnětu, na které se objevila pozitivní odezva ve více než jedné polovině nárůstů. [10]

### **Sledovací metoda**

1. Pacientovi předložíme podnět na počáteční intenzitě (předpokládaný práh = 10 dB).
2. Pokud pacient podnět nezaznamená, tedy  $y = 0$ , postupně zvyšujeme intenzitu o 5 dB.

3. Až se dostaneme na intenzitu, že pacientova odpověď je pozitivní, tedy  $y = 1$ , realizujeme ještě podnět o intenzitě o 5 dB vyšší. Poté postupně snižujeme intenzitu o 5 dB až do negativní odezvy,  $y = 0$ ; poté ještě realizujeme podnět o intenzitě o 5 dB nižší a dále pokračujeme krokem 2.
4. Kroky 2 a 3 opakujeme, dokud nejsou realizovány tři nárůsty a tři poklesy  $\rightarrow$  úplná sledovací metoda
5. Odhad prahu percepce  $h_0$  provedeme následujícím výpočtem:

$$h_U = \frac{1}{n_U} \cdot \sum_{i=1}^{n_U} h_i^U \quad (4.1)$$

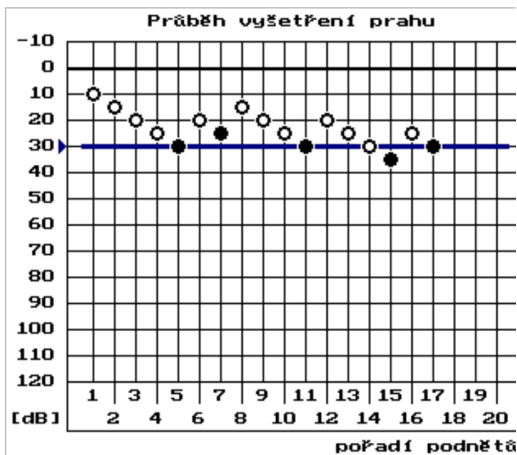
$$h_D = \frac{1}{n_D} \cdot \sum_{j=1}^{n_D} h_j^D \quad (4.2)$$

$$h_0 = \frac{1}{2} \cdot (h_U + h_D) \quad (4.3)$$

kde

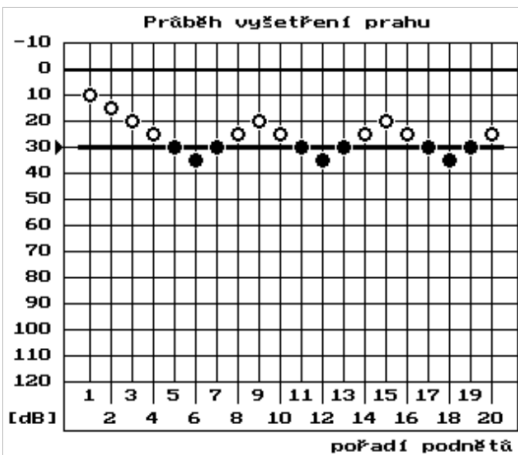
$h_U$  je průměrná nejnižší intenzita podnětů, na kterých se objevily pozitivní odezvy na všech realizovaných nárůstech

$h_D$  je průměrná nejnižší intenzita podnětů, na kterých se objevily pozitivní odezvy na všech realizovaných poklesech. [10]



Obrázek 4.1: Průběh vyšetření prahu nárůstovou metodou 3 z 5.

● :  $y = 1$ , ○ :  $y = 0$ .



Obrázek 4.2: Průběh vyšetření prahu sledovací metodou.

● :  $y = 1$ , ○ :  $y = 0$

Tyto metody jsou běžně používány a existují i automatizované algoritmy řídící se těmito postupy. Pro účely této práce ale byly zvoleny postupy využívající odhadu prahu na základě rozdělení pravděpodobnosti, které budou popsány dále.

### 4.3.2 GAP-detection test

Pro provedení vyšetření typu GAP-detection neexistují žádné normy, ovšem konkrétní postupy můžeme nalézt v literatuře [5, 8, 19, 20] pro RGDT (viz kapitola 3.4.6).

#### Random GAP Detection Test

Nejčastěji používaným je následující postup: RGDT sestává ze 4 podtestů:

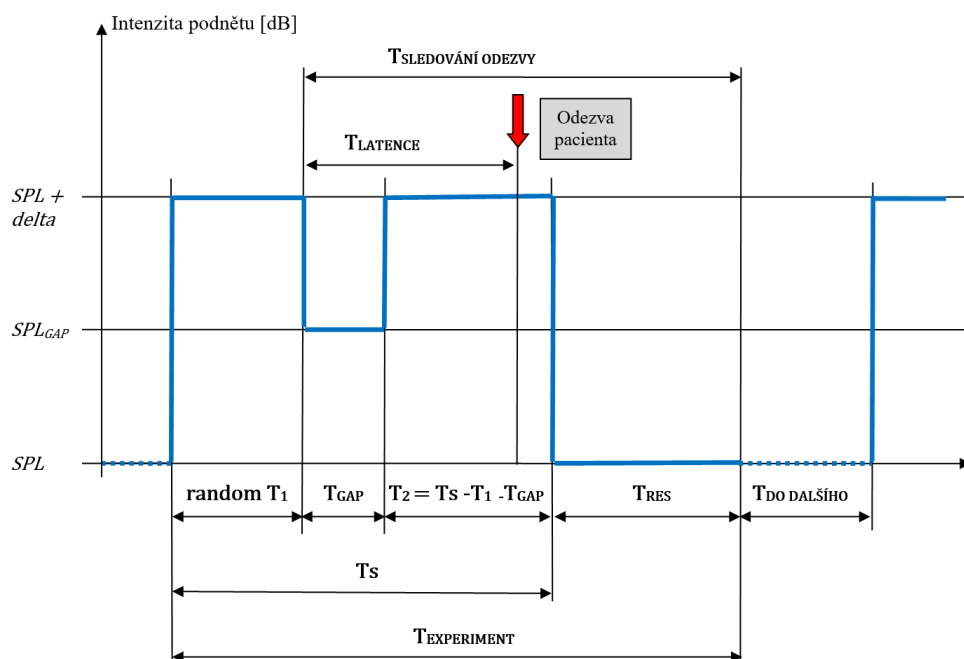
1. První test slouží pouze jako screenovací metoda a sestává z 9 dvojic tónů na frekvenci 500 Hz s mezerami, které se postupně zvyšují z 0 ms do 40 ms.
2. Druhý test obsahuje 4 frekvence: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz a 4000 Hz. Každá frekvence je opět reprezentována 9tónovou kombinací s mezerami 0-40 ms, které jsou vkládány v náhodném pořadí.
3. Třetí test je cvičný test pro dvoutónové podněty, kde jsou opět mezery vkládány postupně od 0 ms do 40 ms.
4. Čtvrtý test představuje dvoutóny s náhodně umístěnými mezerami o délce 0-40 ms.

Práh je určen jako průměr ze všech prahů zjištěných jako nejkratší mezera zaznamenaná mezi tóny.

Konkrétní intenzita prezentovaných tónů se pohybuje mezi 55 a 65 dB. [5, 19]

#### Zvolená metoda

Námi volená metoda vyšetření detekce poklesu intenzity vychází z požadavků ORL kliniky FN Plzeň (viz kapitola 4.1). Od používaných postupů RGDT se liší v tom, že pro účely této práce byla zvolena metoda ve formě nalezení nejmenšího rozdílu intenzit dvou podnětů o dané frekvenci, kterou pacient ještě dokáže rozeznat. Na rozdíl od používaného RGDT, kde je hledána šířka úplného útlumu, je v této práci využit přístup jiný, kdy s konstantní šířkou mezery hledáme prahovou hodnotu rozdílu intenzit, kterou



Obrázek 4.3: Znárodnění jednoho stimulu s útlumem.

ještě pacient zaznamená. Útlum tedy není stoprocentní, ale snažíme se najít jeho co nejnižší hodnotu, která ještě bude detekována na konstantní šířce.

Pro vyšetření prahu diferenciacce je nejprve nutné určit práh percepce, abychom se pro vyšetření prahu diferenciacce mohli pohybovat v nadprahových podnětech, kde lidské ucho dokáže rozdíl rozpoznat.

Tímto postupem se tedy pohybuje v oblasti subjektivních testů kdesi mezi testy ATR (viz kap. 3.4.6) a Lüscher-Zwislocki (viz kap. 3.4.3), z nichž náš přístup principiálně vychází a oba kombinuje. Při Lüscher-Zwislocki testu je totiž cílem najít co nejmenší intenzitní pokles, který pacient při konstantní délce poklesu ještě zaznamená (*diference limen pro intenzitu*). Naopak při testu RGDT hledáme nejnížší délku poklesu, při kterém pacient ještě zaznamená 100% útlum intenzity. Tím celý systém získává na obecnosti v konstrukci konkrétních testů od RGDT po Lüscher-Zwislocki.

V práci dále používáme test s následujícím postupem: Pacientovi předložíme vždy 10 stimulů na intenzitě navýšené o 30 dB<sup>1</sup> nad prahovou hodnotu a jediné konstantní frekvenci 1 kHz. V každém z těchto podnětů se na náhodném místě nachází pokles intenzity (viz obr. 4.3). Pokud pacient pokles zaznamená, stiskne tlačítko. Poklesy začínají na polovičním útlumu, tedy o 15 dB (100% útlum = 30 dB). Další zvolené hodnoty útlumu se řídí pacientovou odpovědí a konkrétním použitým modelem (deterministický, sto-

<sup>1</sup>požadavek ORL kliniky

chastický s rovnoměrným rozdělením, stochastický s normálním rozdělením). Tento postup je opakován celkem pětkrát pro různé šířky poklesu - 5, 10, 25, 50 a 100 ms.

## 4.4 Použité algoritmy

Použité algoritmy pro hledání prahové hodnoty - ať již pro práh sluchu, či práh detekce poklesu intenzity podnětu - byly převzaty z již publikované práce [10]. Samotný princip algoritmů je stejný pro oba způsoby vyšetření, mění se pouze směr hledání výsledné hodnoty a její charakter. V případě vyšetření prahu sluchu začínáme hlasitými tóny a postupně snižujeme a snažíme se nalézt co nejnižší pacientem slyšenou hodnotu. Výsledkem je tedy hodnota v dB.

V případě druhého vyšetření hledáme co nejmenší pokles, který je pacient schopen zaznamenat. Začínáme tedy výrazným poklesem (nízkou intenzitou v mezeře) a snažíme se pokles, který pacient zaznamená, co nejvíce snižovat navyšováním intenzity. Výslednou hodnotou je hodnota intenzity v mezeře (snaha o její maximalizaci) či pokles úrovně dB přepočítaný na procenta. Jako vztažná hodnota 100% poklesu je brána úroveň poklesu o 30 dB (o něž je prahová hodnota SPL navýšena pro účel vyšetření), tedy pokles na práh sluchu vyšetřovaného jedince.

### 4.4.1 Model soustavy

Pro porozumění použitým algoritmům je nutné nejprve zavést značení a definovat základní pojmy, viz [10].

Akustický podnět je pro účely audiometrie definován jako dvojice intenzity a frekvence akustického signálu. Pro případ této práce je ovšem použita jen jedna frekvence na úrovni 1 kHz, můžeme tedy akustický podnět na této frekvenci, ale s možnou různou intenzitou značit jako  $s_k = (i_k, f_{1kHz})$ . Pro zjednodušení budeme používat jen značení  $s$ .

Pro lepší orientaci budeme toto značení používat pro oba typy vyšetření s tím rozdílem, že pro vyšetření typu SPL bude  $i_k$  reprezentovat skutečnou intenzitu podnětu, ovšem pro vyšetření typu GAP bude reprezentovat intenzitní rozdíl, tedy pokles mezi nadprahovou hodnotou (práh + navýšení<sup>2</sup> 30 dB) a hodnotou intenzity v GAP (poklesu, mezeře).

---

<sup>2</sup>Navýšení je volitelné, ovšem dle požadavků ORL kliniky FN Plzeň budeme využívat 30 dB.

Odezva na podnět, tedy *výstup elementárního experimentu*, bude reprezentována náhodnou proměnnou  $y$  s alternativním rozdělení pravděpodobnosti.

Pro  $\forall y \in Y = \{0, 1\}$  nechť platí:

$y=0 \Rightarrow$  negativní odezva,

$y=1 \Rightarrow$  pozitivní odezva.

Úloha řízení experimentu je potom úlohou volby následujícího podnětu tak, aby bylo minimalizováno kritérium optimality, kterým je počet elementárních experimentů nutných pro zjištění odhadu prahu percepce (sluchu či detekce poklesu)  $h \in S$ . Cílem je taková volba následujícího podnětu, aby se s každým realizovaným elementárním experimentem snižovala neurčitost složeného experimentu, tj. neurčitost odhadu prahu.

Pro model soustavy předpokládáme

$s \in S$  je hodnota podnětu,

$h \in S$  je náhodná proměnná hodnoty prahu, nezávislá na podnětu a maskování a její náhodnost vyplývá z náhodnosti vyšetřovaných osob,

$\xi$  je náhodná proměnná maskování podnětu s distribuční funkcí  $F_\xi(x)$  a hustotou pravděpodobnosti  $f_{\xi(x)}$ .

Podle fyziologických vlastností sluchu platí:

$y = 1 \Leftrightarrow s + \xi \geq h$ , jedná se o nadprahový podnět,

$y = 0 \Leftrightarrow s + \xi < h$ , potom se jedná o podprahový podnět.

Nechť pro pravděpodobnosti pozitivní odezvy na nadprahový podnět a negativní odezvy na podprahový podnět platí [10]

$$P\{y = 1 \mid h\} = P\{s + \xi \geq h\} = 1 - P\{\xi < h - s\} = 1 - F_\xi(h - s) \quad (4.4)$$

$$P\{y = 0 \mid h\} = P\{s + \xi < h\} = P\{\xi < h - s\} = F_\xi(h - s) \quad (4.5)$$

Také předpokládáme realizaci  $n$  elementárních experimentů v časových okamžicích  $t_i \in T$ , kde  $T = \{t_1, \dots, t_n\}$ , s odezvami z množiny  $Y = \{y_1, \dots, y_n\}$  a platí  $y_i \in Y = \{0, 1\}$  pro  $\forall i = 1, \dots, n$ .

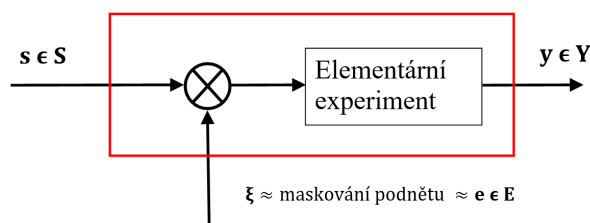
Pro odhad hustoty pravděpodobnosti prahu  $h$  za předpokladu realizace  $n \geq 1$  elementárních experimentů budeme psát:

$$f(h \mid y_n, \dots, y_1) = f(h \mid Y_n) \triangleq f_n(h) \quad (4.6)$$

Další vztahy viz [10].

## 4.4.2 Maskování

Při provádění audiometrických vyšetření není snadné odlišit od sebe maskování vstupu podnětu a maskování zkreslováním výstupu. Proto byly v navržených modelech podle [10] tyto náhodné vlivy nahrazeny jedním maskováním podnětu, které působí v rovině elementárního experimentu (viz obr. 4.4. Maskování je v modelu reprezentováno náhodnou proměnnou maskování podnětu  $\xi$  s distribuční funkcí  $F_\xi(x)$  a hustotou pravděpodobnosti  $f_\xi(x)$ . Pomocí těchto dvou funkcí budou dále definovány jednotlivé typy maskování podnětu a bude se jimi řídit i nastavení parametrů a vlastností jednotlivých modelů. Maskování podnětu způsobuje zeslabování či zesilování podnětu, tj. může nastat případ negativní odezvy pro nadprahový podnět nebo případ pozitivní odezvy na podnět podprahový. [10]



Obrázek 4.4: Elementární experiment s maskováním podnětu.

## 4.4.3 Typy modelů dle maskovacích funkcí

### Deterministický model

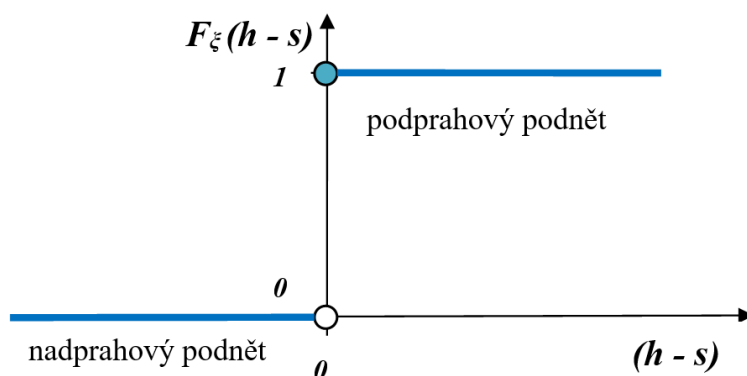
Pro základní deterministický model předpokládáme, že realizace elementárního experimentu není ovlivněna maskováním podnětu (náhodná proměnná maskování podnětu nabývá nulové hodnoty). Platí

- (a)  $y = 1 \Leftrightarrow s + \xi \geq h$  pro nadprahový podnět,
- (b)  $y = 0 \Leftrightarrow s + \xi < h$  pro podprahový podnět.

Výsledky pokusů tedy budou stejné, jako bychom maskování vůbec nebrali v úvahu, a maskovací funkce je zavedena pouze formálně. Na základě tohoto determinismu a vztahů 4.4 a 4.5 lze odvodit, že distribuční funkce maskování podnětu (viz obr. 4.5 nabývá hodnot

- (a)  $F_\xi(h - s) = 0 \Leftrightarrow s \geq h$  pro nadprahový podnět,
- (b)  $F_\xi(h - s) = 1 \Leftrightarrow s < h$  pro podprahový podnět.





Obrázek 4.5: Distribuční funkce maskování podnětu pro deterministický model.

Pro náhodnou veličinu prahu percepce  $h \in S$  za předpokladu náhodnosti pacientů platí, že má rovnoměrné rozdělení hustoty pravděpodobnosti na intervalu hodnot  $\langle s_{min}, s_{max} \rangle \in S$ . Z definice rovnoměrného rozdělení pro hustotu pravděpodobnosti  $f(h)$  prahu  $h$  plyne [10]:

$$f(h) = \frac{1}{s_{max} - s_{min}} \quad (4.7)$$

kde  $s_{min} \leq h \leq s_{max}$ .

Pokud vycházíme ze vzorce 4.7, potom pro realizaci  $n-1$  elementárních experimentů, platí vztah 4.8.

$$f_{n-1}(h) = \frac{1}{s_b - s_a} \quad (4.8)$$

kde  $s_a \leq h \leq s_b$ .

Na základě analytického řešení úlohy se dostáváme k metodě půlení intervalů a pro volbu následujícího podnětu platí vzorce 4.9 a 4.10:

(a)

$$y_n = 1 \Rightarrow f_n(h) = \frac{1}{s_n - s_a} \Rightarrow s_{n+1} = \frac{1}{2}(s_n + s_a) \quad (4.9)$$

(b)

$$y_n = 0 \Rightarrow f_n(h) = \frac{1}{s_b - s_n} \Rightarrow s_{n+1} = \frac{1}{2}(s_n + s_b) \quad (4.10)$$

## Stochastický model - rovnoměrné rozdělení

Pro stochastický model s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti platí [10]

- (a)  $y = 1 \Leftrightarrow s + \xi \geq h$  pro nadprahový podnět,
- (b)  $y = 0 \Leftrightarrow s + \xi < h$  pro podprahový podnět.

Ze vztahů pro obecný model pak vyplývá, že distribuční funkce maskování podnětu (viz obr. 4.6) nabývá hodnot

- (a)  $F_\xi(h - s) = 0 \Leftrightarrow h - s \leq -d$  pro nadprahový podnět,
- (b)  $F_\xi(h - s) = 1 \Leftrightarrow h - s \geq +d$  pro podprahový podnět.

platí:  $-d < (h - s) < +d \Rightarrow h - d < s < h + d$

a potom  $F_\xi(h - s) = \frac{1}{2}\left(\frac{h-s}{d} + 1\right)$

Pokud provedeme analytické řešení úlohy, pak pro volbu následujícího podnětu platí následující vztahy:

- (a)  $y_n = 1$

- nadprahový podnět:  $h \leq s_n - d$

$$f_n(h) = \frac{1}{s_n - s_a} \quad (4.11)$$

- podprahový podnět:  $h \geq s_n + d$

$$f_n(h) = 0 \quad (4.12)$$

- speciální případ:  $s_n - d < h < s_n + d$

$$f_n(h) = \frac{1}{2}(s_n + s_a) \quad (4.13)$$

Pro zjednodušení úlohy  $s_{n+1} \in \langle s_a, s_n + d \rangle$ , potom

$$s_{n+1} = \frac{1}{2}(s_n + s_a) \quad (4.14)$$

(b)  $y_n = 0$

- nadprahový podnět:  $h \leq s_n - d$

$$f_n(h) = 0 \quad (4.15)$$

- podprahový podnět:  $h \geq s_n + d$

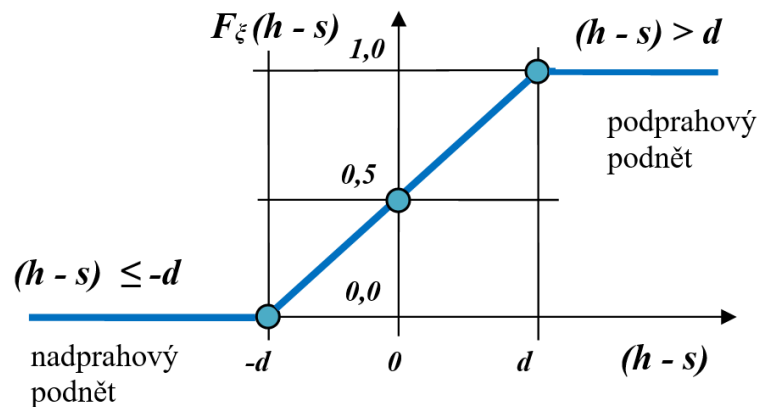
$$f_n(h) = \frac{1}{s_b - s_n} \quad (4.16)$$

- speciální případ:  $s_n - d < h < s_n + d$

$$f_n(h) = \frac{1}{2} \left( \frac{h - s_n}{d} + 1 \right) \frac{1}{s_b - s_n} \quad (4.17)$$

Pro zjednodušení úlohy  $s_{n+1} \in \langle s_n - d, s_b \rangle$ , potom

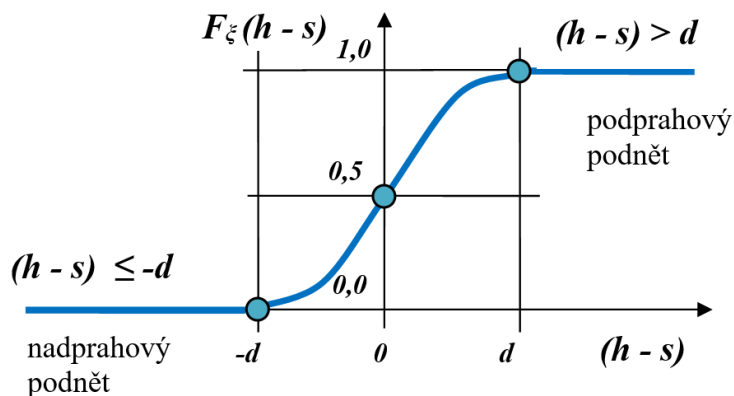
$$s_{n+1} = \frac{1}{2}(s_n + s_b) \quad (4.18)$$



Obrázek 4.6: Distribuční funkce maskování podnětu pro stochastický model s rovnoměrným rozdělením.

## Stochastický model - normální rozdělení

Stochastický model s normálním rozdělením je v pojetí pravděpodobnosti podobný stochastickému modelu s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti, liší se však hlavně tvarem funkcí (distribuční funkce maskování podnětu pro model s normálním rozdělením je zobrazena na obr. 4.7). Další podrobnosti k tomuto modelu budou vysvětleny v dalších kapitolách.



Obrázek 4.7: Distribuční funkce maskování podnětu pro stochastický model s normálním rozdělením.

### 4.4.4 Podkladová funkce

Podkladová funkce slouží k zabránění uzamčení intervalů. Aktivuje se nastavením parametru *beta* na nenulovou hodnotu, neboť v určité fázi algoritmu je pronásobena tímto parametrem skládána s distribuční funkcí maskování podnětu. Na rozdíl od distribuční funkce maskování podnětu se její přechodové pásmo nachází na délce celého intervalu intenzity, v němž se vyšetření odehrává, a tak dojde k eliminaci uzamčení intervalu, čímž vzniká možnost generování podnětu i mimo aktuální interval s menším rozpětím.

## 4.5 Softwarové řešení

Programové řešení práce sestává ze dvou relativně samostatných částí. První část tvoří samotný program sloužící k automatickému vyšetření sluchu tónovou audiometrií či metodou poklesu intenzity akustického podnětu. Druhou část představuje databázová aplikace sloužící k archivaci a prohlížení naměřených dat, správě pacientů a jednotlivých měření. Je možné z ní spouštět samotný program pro vyšetření a s ním si předávat data na vstupu i na výstupu.

### 4.5.1 Databázová aplikace

Databázová aplikace byla vytvořena v prostředí *MS Access 2016*, tedy v jazyce *Visual Basic For Applications*. Tento nástroj byl vybrán z důvodu snadné použitelnosti a dostupnosti<sup>3</sup> stejně jako kvůli jednoduché komunikaci s programovým vybavením pro vyšetření realizovaném v *C#*. Typ souborově orientované databáze byl zvolen na základě několika principů vycházejících ze zamýšleného využívání na ORL klinice. Do aspektů důležitých pro toto rozhodnutí patří nepochybně relativně malý objem dat, absence nutnosti paralelního přístupu několika uživatelů, snadná instalace a nasazení a jednoduchá přenositelnost. Souborově orientovaná databáze je standardně rozdělena do dvou částí, tedy část obsahující data samotná a část s formuláři a kódem. Tato koncepce v případě potřeby přístupu z více míst umožňuje převést datovou část pod správu sdíleného serveru, a tak pracovat z více pracovišť nad stejnými daty. Na provozování aplikace také není nutné mít zakoupen MS Office Access, nýbrž stačí runtime verze, kterou lze bezplatně nainstalovat.

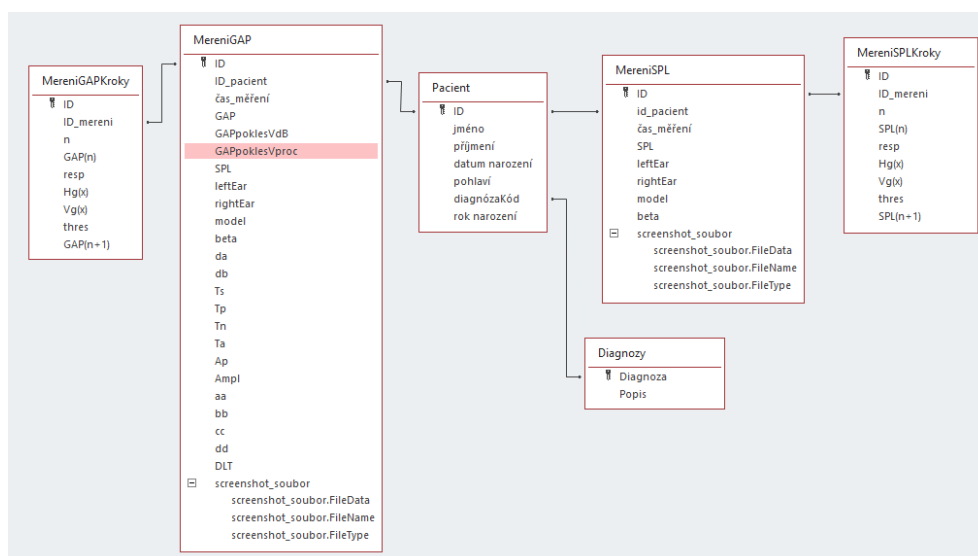
Samotná databázová část k ukládání dat sestává z 6 tabulek (viz obr. 4.8):

- Pacient - jednotliví pacienti a základní údaje o nich
- Diagnozy - tabulka kódů diagnóz<sup>4</sup>
- MereniSPL - všechny vstupní i výstupní parametry jednoho vyšetření prahu percepce, soubor se screenshotem programu s naměřenými parametry a vizualizací průběhu vyšetření, textový soubor s parametry
- MereniSPLKroky - vstupní i výstupní parametry jednotlivých elementárních experimentů daného vyšetření prahu percepce
- MereniGAP - všechny vstupní i výstupní parametry jednoho vyšetření metodou poklesu intenzity podnětu, soubor se screenshotem programu s naměřenými parametry a vizualizací průběhu vyšetření, textový soubor s parametry
- MereniGAPKroky - vstupní i výstupní parametry jednotlivých elementárních experimentů daného vyšetření metodou poklesu intenzity podnětu

---

<sup>3</sup>Pracovníci na ORL klinice mají na pracovních počítačích přístup k MS Access a jsou zvyklí s ním pracovat.

<sup>4</sup>Oficiální číselník diagnóz vydaný Všeobecnou zdravotní pojišťovnou.



Obrázek 4.8: Model databáze.

Aplikační část databáze obsahuje základní formulář s tlačítkem pro zobrazení všech vyšetřovaných osob a výsledků jejich měření. V první fázi jsou zobrazeny osoby zaznamenané v databázi. Nachází se zde tlačítko pro vytvoření nového záznamu o pacientovi. Po vybrání konkrétní osoby je možné spustit samotné vyšetření klasickou tónovou audiometrií pro levé nebo pravé ucho. Pro výsledek jakéhokoli z těchto vyšetření (tabulka MereniSPL) je po zvolení konkrétního záznamu možné spustit vyšetření metodou poklesu intenzity podnětu. Vstupní parametry pro toto vyšetření, jako výsledný práh sluchu nebo zda se jedná o pravé, či levé ucho, se předají z vybraného záznamu z tabulky MereniSPL.

Po skončení samotného vyšetření jsou výstupní parametry měření opět předány databázi k archivaci.

## 4.5.2 Software pro vyšetření

Software pro samotné automatické vyšetření byl vytvořen jako projekt v jazyce C# ve formě *Windows Forms Application* za využití vývojového prostředí Microsoft *Visual Studio Express 2017 for Windows Desktop*. Program je možné spouštět pomocí tlačítek v databázové aplikaci, či nezávisle na databázi jako samostatný program, ovšem poté s nemožností archivace dat.

Aplikace je vytvořena pro platformu *Microsoft .NET*, která obsahuje přirozené objektové knihovny pro desktopové aplikace operačního systému Windows. Byla použita co nejnižší verze této platformy s ohledem na požadavek snadné přenositelnosti na jiný počítač i se starším operačním systémem

a s co nejjednodušší instalací. Předpokládá se použití výhradně na platformě Windows.

Požadavky byly kladeny především na funkčnost, proto bylo jako rozhraní k uživateli zvolena forma Windows Forms<sup>5</sup>. Tato forma je vhodnější i z hlediska cílového uživatele, kterým je pravděpodobně konzervativnější uživatel z lékařského prostředí.

Jazyk C# byl zvolen hlavně z důvodu své univerzálnosti jak pro tvorbu uživatelského rozhraní (GUI), tak pro zápis algoritmů. Jedná se také o přirozený jazyk pro zvolenou Microsoft platformu a vzhledem ke své využívanosti zajišťuje také perspektivitu pro další rozvoj aplikace.

Jedná se o standardní událostmi řízenou (*event-driven*) jednovláknovou (*single-threaded*) aplikaci, která je pro Windows Forms přirozeným modelem. Při založení projektu je implicitně automaticky vygenerováno pouze jedno hlavní vlákno a běh více paralelních aktivit programu je zajištěn pomocí objektů `Windows.Forms.Timer` (podrobněji viz dále).

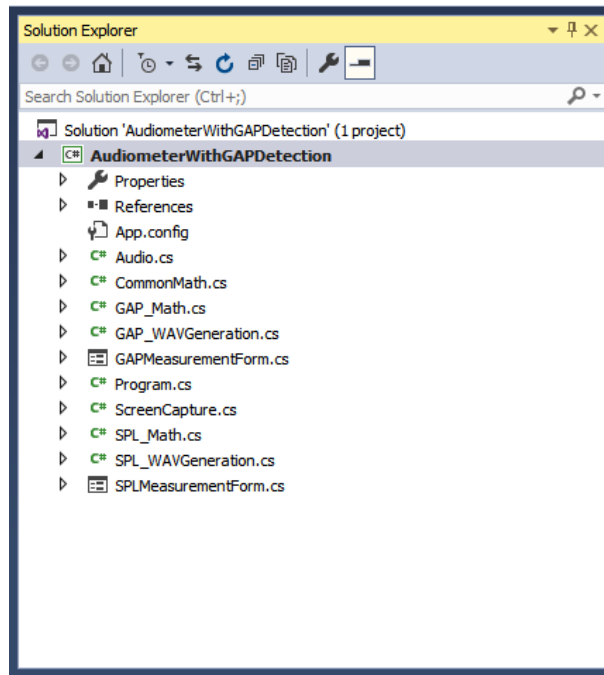
Na ovládací prvky GUI (controls) je možno přistupovat ze všech částí kódu přímo. Nejsou nutné konstrukce určené pro přístup ke controls z jiných vláken, která controls nevytvořila. Stejný koncept používán běžně v jazyce Visual Basic for Applications (VBA) v Microsoft Office aplikacích (viz databázová část systému pro měření SPL a GAP).

Projekt je přehledně rozdělen do tříd, struktura projektu je prezentována na otisku okna Solution Explorer z prostředí Visual Studio (viz obr. 4.9).

- **Program.cs** - Obsahuje vstupní bod aplikace, funkci `Main()`. Na základě analýzy parametrů z příkazové řádky rozhoduje, zda se bude měřit SPL, nebo GAP a vytvoří instanci příslušné třídy (`SPLMeasurementForm` nebo `GAPMeasurementForm`).
- **SPLMeasurementForm.cs** - Třída hlavního okna pro měření typu SPL obsahující kód pro řízení SPL měření. Volá speciální matematické funkce a funkce pro vytváření WAV souboru s podnětem z ostatních tříd projektu.
- **GAPMeasurementForm.cs** - Třída hlavního okna pro měření typu GAP obsahující kód pro řízení GAP měření. Volá speciální matematické funkce a funkce pro vytváření WAV souboru s podnětem z ostatních tříd projektu.

---

<sup>5</sup>V případě požadavků na modernější vzhled by bylo možné použít spíše *Windows Presentation Foundation*.

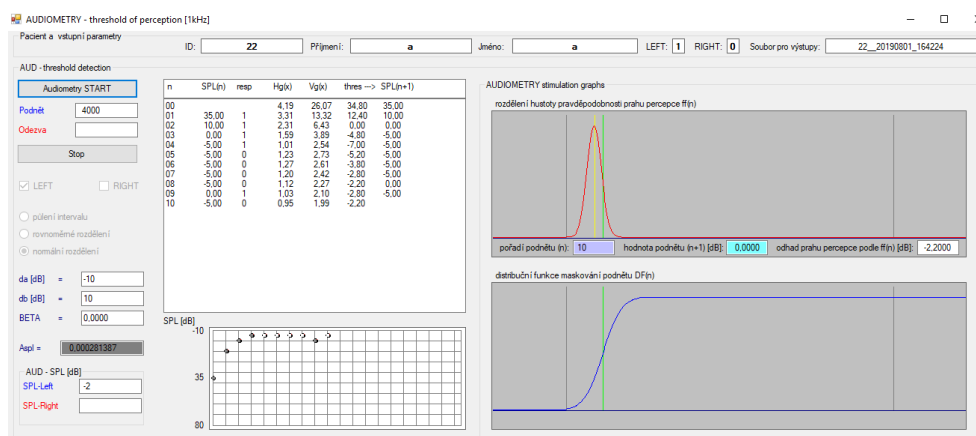


Obrázek 4.9: Struktura projektu.

- **Audio.cs** - Třída obsahující statické funkce pro spuštění a zastavení přehrávání WAV souboru a funkci pro nastavení hlasitosti zvukové karty.
- **CommonMath.cs** - Třída obsahující speciální matematické statické funkce společné pro SPL i GAP měření.
- **GAP\_Math.cs** - Třída obsahující speciální matematické statické funkce společné pro GAP měření.
- **GAP\_WAVGeneration.cs** - Třída zveřejňující statickou funkci generování WAV souboru s podnětem pro GAP měření.
- **ScreenCapture.cs** - Třída obsahující statické funkce pro sejmutí otisku vybraného okna a jeho uložení do souboru. Používá se pro vytvoření .PNG souboru s otiskem obrazovky provedeného měření SPL nebo GAP. Otisk obrazovky je jedním z výstupů měření.
- **SPL\_Math.cs** - Třída obsahující speciální matematické statické funkce pro SPL měření.
- **SPL\_WAVGeneration.cs** - Třída zveřejňující statickou funkci generování WAV souboru s podnětem pro SPL měření.



## Vyšetření SPL



Obrázek 4.10: Program pro nalezení prahu sluchu.

Okno pro vyšetření SPL, tedy prahu percepce, obsahuje několik ovládacích prvků a zobrazených parametrů, audiogram, tabulku s výstupy a průběžně měřenými parametry pro každý podnět a reakci na něj (elementární experiment) a dva grafy zobrazující pravděpodobnostní funkce určené na základě vyšetření.

V záhlaví okna jsou zobrazeny vstupní parametry - informace o vyšetřované osobě, konkrétně ID (rodné číslo pro pacienty či pořadí anonymní vyšetřované osoby), příjmení a jméno; dále informace, o které ucho se jedná, a název textového souboru s výstupy (CSV soubor obsahující výstupní parametry vyšetření).

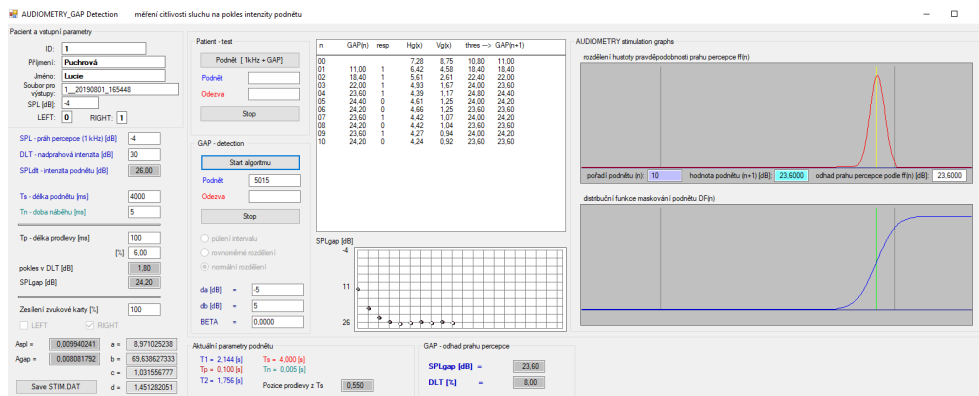
Levá lišta zobrazuje vstupní i výstupní parametry vyšetření.

- Tlačítko pro spuštění vyšetření (*Audiometry start*).
- Pole (*Podnět* a *Odezva*), která zobrazují čas daného parametru v ms od počátku každého elementárního experimentu.
- Tlačítko *Stop* pro zastavení algoritmu.
- 3 možnosti pro výběr konkrétního modelu.
- Parametry *da*, *db* slouží k nastavení šířky přechodového pásma distribuční funkce maskování podnětu.
- Parametr *BETA* se v nastavení na nenulovou hodnotu postará o eliminaci uzamčení intervalu, na němž hledáme práh.
- Parametr *Aspl* udává reálnou amplitudu podnětu.

- Výsledek vyšetření, tedy práh percepce ( $SPL$ ).

V tabulce ve střední části jsou vypsány parametry jednotlivých elementárních experimentů, které jsou pod tabulkou zakresleny ve formě audiogramu. V pravé části potom jsou vykresleny funkce hustoty pravděpodobnosti prahu percepce  $ff(n)$  a distribuční funkce maskování podnětu  $DF(n)$ .

## Vyšetření GAP detection



Obrázek 4.11: Program pro vyšetření metodou detekce poklesu intenzity podnětu.

Okno pro vyšetření GAP detection, tedy prahu diferenciace, obsahuje několik tlačítek a zobrazených parametrů, „audiogram“, který ovšem místo reakce na tón zobrazuje reakce na mezeru, tabulku s výstupy a průběžně měřenými parametry pro každý podnět a reakci na něj (elementární experiment) a dva grafy zobrazující pravděpodobnostní funkce určené na základě vyšetření.

V záhlaví levého sloupce s nastavením se nachází hlavička zobrazující vstupní parametry - informace o vyšetřované osobě, konkrétně ID (rodné číslo pro pacienty či pořadí anonymní vyšetřované osoby), příjmení a jméno; dále název textového souboru s výstupy (CSV soubor obsahující výstupní parametry vyšetření), hodnotu zjištěného prahu percepce (předána z databáze z vybraného vyšetření SPL a nakonec informaci, o které ucho se jedná.

Další parametry v levé liště zahrnují

- Zopakovaná hodnota prahu percepce  $SPL$  pro hodnotu 1 kHz.
- Nadprahová hodnota  $DLT$  (*Difference Level Threshold*), o niž budeme práh percepce navyšovat pro nadprahový test.
- Navýšená hodnota  $SPL_{dlt}$ , tedy intenzita nadprahového podnětu.

- Délka celého podnětu včetně mezery  $T_s$ .
- Doba náběhu - postupného přechodu na intenzitu mezery a zpět<sup>6</sup>  $T_n$ .
- Délka GAP (mezery, poklesu intenzity)  $T_p$ , na niž má vyšetřovaná osoba reagovat.
- Aktuální pokles intenzity v GAP (hodnota v procentech z nadprahové intenzity podnětu  $DLT$ ) i v dB.
- Aktuální intenzita v GAP v dB je označena jako  $SPL_{gap}$ .
- Zvuková karta je nastavena na 100% zesílení.
- Parametry  $Aspl$  a  $Agap$  vyjadřují reálné amplitudy intenzity nadprahového tónu i intenzity v poklesu.
- Kalibrační parametry  $a, b, c, d$ .
- Tlačítko pro uložení nastavených parametrů vyšetření do souboru **STIM.** - **DAT**, z nějž budou při příštím spuštění opět načteny.

Parametry v pravé části nastavení zahrnují

- Test podnětu pro předvedení pacientovi, aby před testem lépe pochopil princip testu. Nachází se zde tlačítka pro spuštění i zastavení podnětu a pole sledující dobu podnětu i odezvy vyšetřované osoby v ms.
- Spuštění testu GAP detection pomocí tlačítka *Start algoritmu*.
- Pole *Podnět* a *Odezva* zobrazující dobu podnětu i odezvy vyšetřované osoby v ms.
- Tlačítko pro předčasné ukončení algoritmu, výsledky budou po jeho stisknutí i tak uloženy do souboru i databáze.
- Tlačítko *Stop* pro zastavení algoritmu.
- 3 možnosti pro výběr konkrétního modelu.
- Parametry  $da, db$  slouží k nastavení šířky přechodového pásma distribuční funkce maskování podnětu.

---

<sup>6</sup>V případě, že je tato hodnota nastavena na nulovou hodnotu, většina sluchátek vykazuje náhlou změnu intenzity jakýmsi nepříjemným "prasknutím", která je výraznější než samotná změna intenzity, a narušuje tak objektivitu výsledků vyšetření

- Parametr *BETA* se v nastavení na nenulovou hodnotu postará o eliminaci uzamčení intervalu, na němž hledáme práh.
- Aktuální parametry podnětu  $T1$  a  $T2$  zobrazující čas začátku poklesu od začátku podnětu a čas zbývající do konce podnětu po skončení poklesu. Parametry  $Tp$ ,  $Ts$  a  $Tn$  byly vysvětleny dříve a zde se pouze opakují pro přehlednost. Parametr *pozice prodlevy*  $z$   $Ts$  zobrazuje polohu středu poklesu vzhledem k délce podnětu<sup>7</sup>.
- Parametry výsledného odhadu prahu detekce poklesu intenzity podnětu - v absolutní hodnotě v dB či jako poměrná hodnota vzhledem k navýšení *DLT* udána v procentech.

V tabulce ve střední části jsou vypsány parametry jednotlivých elementárních experimentů, které jsou pod tabulkou zakresleny ve formě upraveného audiogramu, který místo odezvy na vjem tónů zobrazuje odezvu na vjem mezery. V pravé části potom jsou vykresleny funkce hustoty pravděpodobnosti prahu detekce poklesu intenzity podnětu  $ff(n)$  a distribuční funkce maskování podnětu  $DF(n)$ .

### 4.5.3 Algoritmus vyšetření

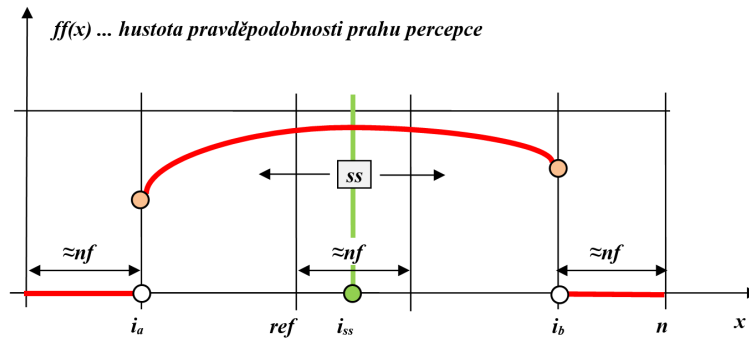
Vzhledem k použití stejného algoritmu pro oba typy vyšetření (práh sluchu, práh detekce poklesu intenzity podnětu) bude popsán obecný algoritmus, který je aplikován i ve všech konkrétních modelech, jediným rozdílem je tvar pravděpodobnostní distribuční funkce maskování podnětu.

#### Použité symboly a obecné principy při popisu algoritmu

Nejprve uvedeme použité symboly a obecné principy, které budeme používat při popisu algoritmu. Použité vzorce a značení vychází převážně z [10]. Značení vychází z předpokladu, že pracujeme s hodnotami akustického podnětu v [dB] pro tzv. relativní audiogram (pro vyšetření typu GAP je algoritmus tentýž, ale „podnět“ představuje hodnotu poklesu intenzity). Pro numerické řešení výpočtů je však potřeba určit indexování hodnot distribuční funkce maskování podnětu  $DF$  a hustoty pravděpodobnosti  $ff$  prahu  $h$  v rastru (vzorkování), které odpovídá zvolenému kroku numerických výpočtů.

Dále pracujeme s následujícími veličinami a jejich značením (v závorce je uveden příslušný identifikátor použitý v kódu programu):

<sup>7</sup>Konkrétní umístění poklesu je také dáno pravděpodobnostním modelem, aby vyšetřovaná osoba nemohla očekávat pokles vždy na stejném místě, např. uprostřed, a nedošlo tak ke zkreslení výstupů vyšetření



Obrázek 4.12: Příklad funkce hustoty pravděpodobnosti pro účely vysvětlení veličin a symbolů.

- $aa$  (**daa**) - dolní mez stimulu [dB]
- $bb$  (**db**) - horní mez stimulu [dB]
- $da$  (**dda**) - dolní mez maskování podnětu [dB]
- $db$  (**ddb**) - horní mez maskování podnětu [dB]
- $ss$  (**volume**) - intenzita podnětu [dB]
- $krok$  (**krok**) - výpočetní krok numeriky
- $delta$  (**DELTA**) - krok audiometru - stimulace [dB]
- $beta$  (**BETA**) - koeficient uzamčení intervalu stimulace
- $ff(x)$  - hustota pravděpodobnosti prahu  $h$
- $DF(x)$  - distribuční funkce rozdělení maskování podnětu
- $nf$  (**nf**) - počet vzorků pro  $DF(x)$   
 $n_f = 1 + \text{round}\{(db - da)/krok\}$
- $n$  (**n**) - počet vzorků pro celý záznam a výpočty nad  $ff(x)$   
 $n = 1 + \text{round}\{(bb - aa + 2db - 2da)/krok\}$
- $i_a$  (**ia**) - index odpovídající minimální možné hodnotě podnětu  $ss = aa$   
 $i_a = n_f$
- $i_b$  (**ib**) - index odpovídající maximální možné hodnotě podnětu  $ss = bb$   
 $i_b = n_f + \text{round}\left\{\frac{(bb-aa)}{krok}\right\}$

- $i_{ss}$  (**i**ss) - index pro hodnotu podnětu  $ss \in \langle aa, bb \rangle$   

$$i_{ss} = 1 + \text{round}\left\{\frac{ss-aa+db-da}{krok}\right\}$$
- $ref$  (**R**ef) - referenční index pro výpočet (generování)  $DF(x)$  vzhledem k hodnotě podnětu  $ss \in \langle aa, bb \rangle$ , spec.  $ref$  odpovídá indexu pro  $da$ , viz parametr  $DF(x)$ , vzhledem k hodnotě podnětu  $ss$  (viz obr. 4.12)  

$$ref = i_{ss} - \text{round}\left\{\frac{ABS(da)}{krok}\right\}$$

Následuje příklad nastavení několika ukázkových veličin pro znázornění, v jakých hodnotách se parametry mohou pohybovat a jak byly běžně nastaveny v průběhu vyšetření.

$$aa = -10 \text{ dB}$$

$$bb = 90 \text{ dB}$$

$$da = -10 \text{ dB (vždy } da \leq 0)$$

$$db = 10 \text{ dB (vždy } db \geq 0)$$

$$ss = 25 \text{ dB}$$

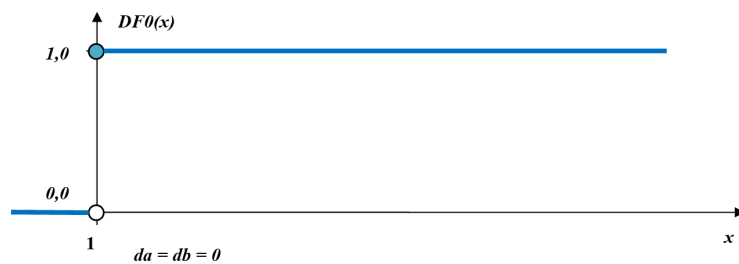
$$krok = 0,20 \text{ dB}$$

$$delta = 5 \text{ dB}$$

$$beta = 0 \text{ dB}$$

### Kroky algoritmu

**Krok 1.** Po spuštění algoritmu je nejprve vygenerována distribuční funkce maskování podnětu ( $DF0$ ) dle konkrétního vybraného modelu (deterministický (viz obr. 4.13, 4.14), stochastický s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti (viz obr. 4.15, 4.16), stochastický s normálním rozdělením pravděpodobnosti (viz obr. 4.17, 4.18)). Tato funkce je vygenerována pouze na začátku algoritmu a její tvar zůstává do skončení vyšetření neměnný. Charakterizuje celý model a slouží k výpočtu dalších používaných funkcí.



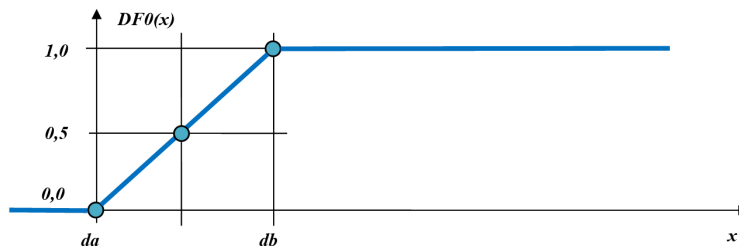
Obrázek 4.13: Distribuční funkce pro deterministický model.

```

...
dda = 0; ddb = 0; // dda, ddb ... parametry modelu prahu percepce.
nf = 1;          // šířka přechodového pásma z 0 na 1 DF0 maskování podnětu
                  // v počtu vzorků po 0,2dB (zde jen jedna hodnota)
                  // generování základní distribuční fce DF0(x) maskování podnětu
DF0[0] = 0;      // jen DF0[0]=0, jinak 1
for (ii = 1; ii <= max; ii++) DF0[ii] = 1;
...

```

Obrázek 4.14: Kód pro vytvoření distribuční funkce pro deterministický model.



Obrázek 4.15: Distribuční funkce pro stochastický model s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti.

```

...
dda = -10; ddb = 10; // dda, ddb ... parametry modelu prahu percepce.
nf = 1 + (int)Math.Round((ddb - dda) / krok);
// generování základní distribuční fce DF0(h) maskování podnětu
DF0[0] = 0;
for (ii = 1; ii <= nf; ii++) DF0[ii] = ((ii - 1) * krok) / (ddb - dda);
for (ii = nf + 1; ii <= max; ii++) DF0[ii] = 1;
...

```

Obrázek 4.16: Kód pro vytvoření distribuční funkce pro stochastický model s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti.

Z tohoto kroku je zajímavá tvorba distribuční funkce pro normální rozdělení viz vztah 4.19.

$$x = 2,5 \cdot [2 \cdot (ii - 1) \frac{krok}{db - da} - 1] \quad (4.19)$$

Pro normované normální rozdělení  $N(0, 1)$ , jehož tvar používáme, je totiž pravděpodobnost pro hodnoty menší než  $-2,50$  dostatečně malá, abychom mohli pro tyto hodnoty distribuční funkci položit pro naše účely rovnou 0. Podobně pro hodnoty větší než  $2,50$  můžeme distribuční funkci položit rovnou 1.

A protože  $n_f = 1 + \frac{(db-da)}{krok}$ ,

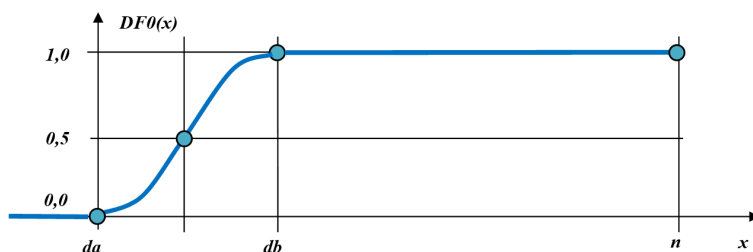
potom

$ii = 1 \Rightarrow x = -2,5$

$ii = n \Rightarrow x = 2,5$ ,

tj. pro  $ii \in \langle 1, n_f \rangle$  platí, že  $x \in \langle -2,50, 2,50 \rangle$ .

Výpočet této funkce v kódu je zobrazen na obr. 4.18. Algoritmus pro zde použitou funkci `FNorm` byl vytvořen na základě algoritmu z [11].



Obrázek 4.17: Distribuční funkce pro stochastický model s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti.

```

...
dda = -10; ddb = 10; // dda, ddb ... parametry modelu prahu percepce.
nf = 1 + (int)Math.Round((ddb - dda) / krok);
// generování základní distribuční fce DF0(h) maskování podnětu
DF0[0] = 0;
// Integrál z N(0,1) postupně pro intervaly <-∞;-2.50>, ... , <-∞;2.50>
for (ii = 1; ii <= nf; ii++) DF0[ii] =
    CommonMath.FNorm(((2 * (ii - 1) * krok) / (ddb - dda) - 1) * 2.50, ref ffpom);
for (ii = nf + 1; ii <= max; ii++) DF0[ii] = 1;
...

```

Obrázek 4.18: Kód pro vytvoření distribuční funkce pro stochastický model s normálním rozdělením pravděpodobnosti.

**Krok 2.** Následuje vytvoření nové distribuční funkce  $DF1$  z  $DF0$ . První podnět je zvolen uprostřed definovaného intervalu vyšetření (viz obr. 4.19)



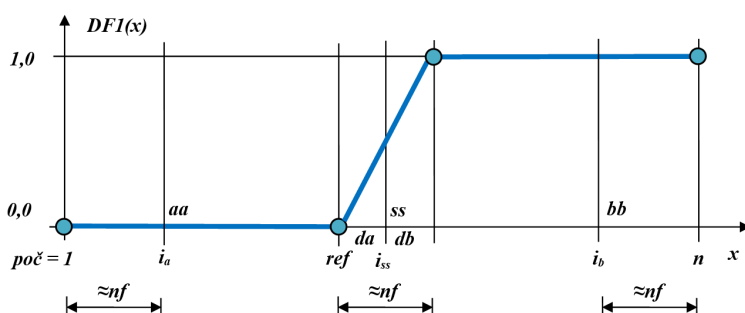
a funkce  $DF1$  vznikne přesunutím středu svého přechodového pásma z 0 do 1 ( $ss$ ) právě do místa prvního podnětu (viz obr. 4.20). Šířka přechodového pásma byla zvolena 20 dB.

```

...
//----- výpočet počátečních parametrů pro první podnět -----
volume = (aaa + bbb) / 2;           // hodnota počátečního podnětu
// prostředek intervalu od aaa do bbb v dB. (-10+80)/2=45
volume = DELTA * (int)(Math.Round(volume / DELTA));
// přepočítání dB na hodnotu v násobcích DELTA (=5dB). Zůstává 45dB.
...

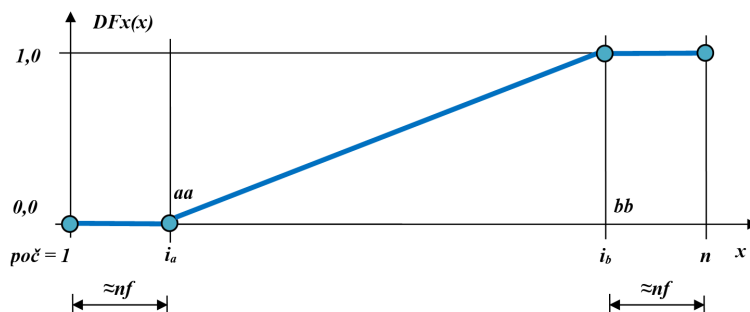
```

Obrázek 4.19: Kód pro určení prvního podnětu.



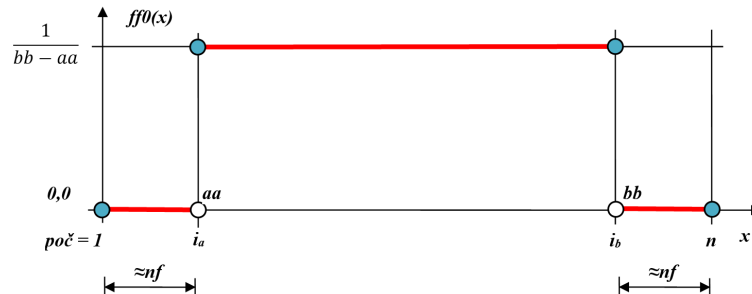
Obrázek 4.20: Distribuční funkce pro model s rovnoměrným rozložením posunutá do místa podnětu  $ss$ .

**Krok 3.** Je vytvořena tzv. distribuční funkce podkladu ( $DFx(x)$ ) (viz obr. 4.21) sloužící k zabránění uzamčení intervalů (viz kap. 4.4.4). Na rozdíl od  $DF1$  se její přechodové pásmo nachází na délce celého intervalu intenzity, v němž se vyšetření odehrává. Tato funkce bude využita v pozdějších krocích algoritmu.



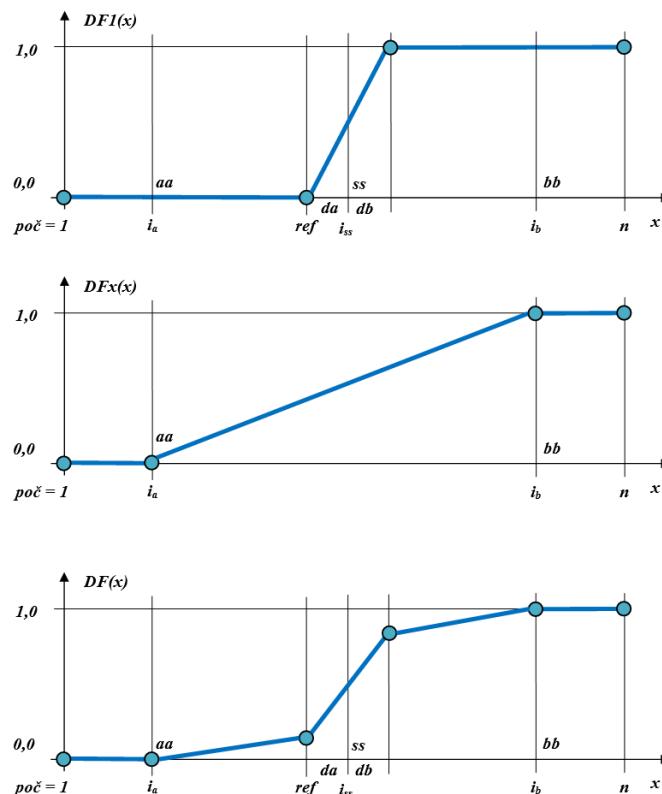
Obrázek 4.21: Distribuční funkce podkladu.

**Krok 4.** Je vytvořena funkce hustoty pravděpodobnosti prahu ( $ff0$ ) (viz obr. 4.22) s rovnoměrným rozdělením, která nabývá nenulových hodnot pouze na definovaném slyšitelném intervalu vyšetření. Tato funkce je před první odpovědí vyšetřované osoby stejná pro všechny modely vyšetření.



Obrázek 4.22: Počáteční hustota pravděpodobnosti prahu.

**Krok 5.** Dojde k vygenerování WAV souboru dle vybraného typu vyšetření (SPL, GAP) a jeho následnému přehrání. Po každém podnětu je registrována odpověď vyšetřované osoby.



Obrázek 4.23: Příklad skládání distribuční funkce  $DF(x)$  s distribuční funkcí podkladu pro parametr  $beta > 0$ .

**Krok 6.** Vznikne nová funkce  $DF$ , a to parametrem  $beta$  váženou kombinací původní funkce  $DF1$  a  $DFx$  dle vzorce 4.20.

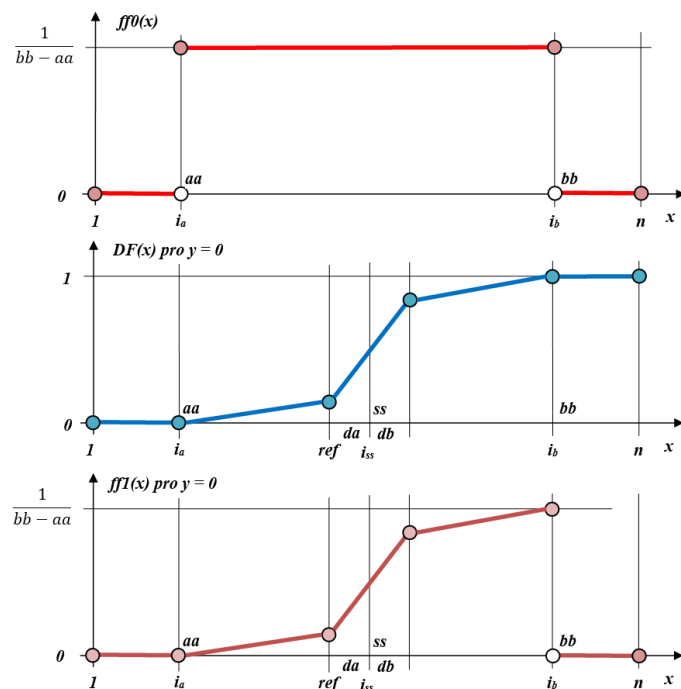
$$DF(x) = DFx(x) \cdot \beta + DF1(x) \cdot (1 - \beta) \quad (4.20)$$

Díky širšímu rozpětí podkladové funkce  $DFx$  dojde touto kombinací k eliminaci tzv. uzamčení intervalu, čímž vzniká alespoň malá pravděpodobnost generování podnětu i mimo aktuální interval s rozpětím 20 dB (viz obr. 4.23). Tato funkčnost se aktivuje nastavením parametru  $beta$  na nenulovou hodnotu.

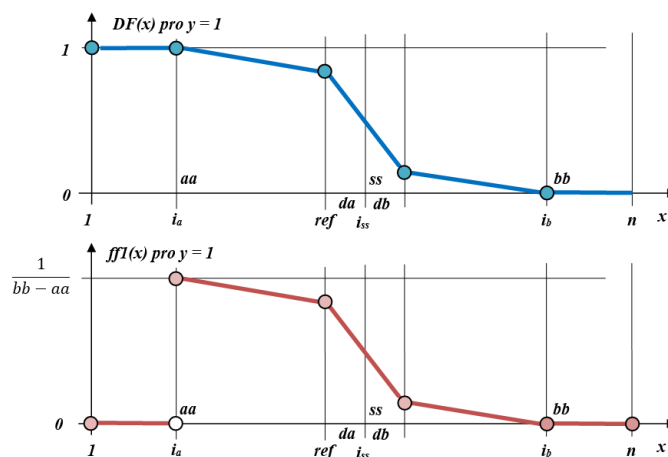
**Krok 7.** Na základě odpovědi vyšetřované osoby je vytvořena nová funkce hustoty  $ff1$  vynásobením původní funkce hustoty s nově vzniklou funkcí podle vzorce 4.21 pro zápornou odezvu (viz obr. 4.24), nebo podle vzorce 4.22 pro kladnou odezvu (viz obr. 4.25). Tím dojde k nasměrování dalších podnětů do více ohraničeného intervalu.

$$ff1(x) = ff0(x) \cdot DF(x) \quad (4.21)$$

$$ff1(x) = ff0(x) \cdot (1 - DF(x)) \quad (4.22)$$



Obrázek 4.24: Příklad výpočtu funkce hustoty  $ff1(x)$  pro  $y = 0$  (podprahový podnět, pacient nereagoval).



Obrázek 4.25: Příklad výpočtu funkce hustoty  $ff1(x)$  pro  $y = 1$  (nadprahový podnět, pacient reagoval).

**Krok 8.** Pomocí normalizace funkce  $ff1$  parametrem  $alpha$  (viz vztahy 4.23, 4.24), tedy jejím integrálem, dostaneme novou výchozí funkci hustoty  $ff0$ . Z  $ff0$  se ve funkci `NxtStm()` (viz dále) určí intenzita dalšího podnětu a funkce `THRESPHust()` určí prozatímní odhad prahu.

$$ff0(x) = ff1(x) \cdot \alpha \quad (4.23)$$

$$\alpha^{-1} = \int_{-\infty}^{\infty} ff1(x) dx \quad (4.24)$$

**Krok 9.** Příprava dalšího kroku končí

- stanovením stimulu pro další krok pomocí funkce `NxtStm()` (viz popis dále) na základě hustoty  $ff0(x)$ ,
- odhadem prahu SPL nebo GAP pomocí funkce `THRESPHust()` (viz popis dále) na základě hustoty  $ff0(x)$ ,
- výpočtem statistických koeficientů entropie a směrodatné odchylky pomocí funkcí `ENTROPY()` a `VR()` (viz popis dále) na základě hustoty  $ff0(x)$ .

Algoritmus je od přehrání souboru opakován, dokud nenastane STOP podmínka. Pro účely této práce byl na základě požadavků kliniky jako STOP podmínka použit pevně daný počet podnětů (10 či 20).

Možné je ale i další řešení ukončení algoritmu pomocí běžně využívaných podmínek dle ISO normy (viz kap. 4.3.1. Pro implementovaný algoritmus se

ale lépe nabízí STOP podmínka v podobě směrodatné odchylky či entropie, které se zpřesňováním intervalu prahu zmenšují, bylo by tedy možné určit krajní hodnotu, po jejímž dosažení bude algoritmus zastaven. Tato možnost nebyla v práci implementována, ale sledování vývoje těchto parametrů je v průběhu vyšetření možné a lze k nim tedy přihlížet při vyhodnocování výsledků vyšetření.

#### 4.5.4 Další numerické metody a funkce, programová implementace

V následujících textech jsou vysvětleny některé implementačně zajímavé funkce důležité pro výpočet algoritmu.

##### Odhad hodnoty prahu z aktuálního rozdělení hustoty pravděpodobnosti

Funkce `THRESPHust` slouží k výpočtu odhadu hodnoty prahu  $h$  z aktuálního rozdělení hustoty pravděpodobnosti prahu  $ff(h)$ .

```
public static double THRESPHust(double[] HP, double krok, double aa, double bb, int ia, int n)
{
    /*=====*/
    /* Funkce pro výpočet odhadu prahu z hustoty pravděp. vyšetření. */
    /* HP ... pole s hustotou pravděpodobnosti */
    /* krok ... po kolika dB se zvyšuje hodnota na ose x s přibýv. indexem */
    /* aa ... dolní mez podnětu v dB, odpovídá indexu ia */
    /* bb ... horní mez podnětu v dB */
    /* ia ... index odpovídající hodnotě aa na ose x */
    /* n ... počet prvků pole (od 1 do n) */
    /*=====*/

    int its;
    int imin;
    int imax;
    double s;
    double pom;
    bool konec;

    // Metodou půlení intervalu hledáme index its na ose x| takový, aby integrál od bodu its doleva vyšel co nejbližší hodnotě 0.5.
    // (Stejně tak i integrál od its doprava, protože integrál z celé hustoty je 1.)
    imin = 1;
    imax = n;
    konec = false;
    do
    {
        its = (int)Math.Round((imax + imin) / 2.0); // půlení intervalu
        s = CommonMath.IT(HP, 1, its, krok); // spočítat integrál
        if (s < 0.5) imin = its; // půlení intervalu
        if (s > 0.5) imax = its; // půlení intervalu
        if ((s == 0.5) || ((imax - imin) <= 1)) konec = true;
    } while (!konec);

    pom = krok * (its - ia) + aa; // přepočet indexu its na dB
    if (pom < aa) return aa; // korekce nalezené hodnoty pom v dB s ohledem na dolní a horní mez
    if (pom > bb) return bb;
    return pom;
}
```

Obrázek 4.26: Funkce `THRESPHust()`.

V rámci každého elementárního experimentu po reakci pacienta na podnět je z aktuální funkce hustoty pravděpodobnosti `ff0` stanovena odhadovaná hodnota hledaného prahu. Hlavní myšlenkou pro odhad hodnoty je umístit hledanou hodnotu prahu  $h$  (v kódu `prah`) na osu  $x$  tak, aby podle

hustoty pravděpodobnosti byly pravděpodobnosti, že skutečný práh je hodnota menší či větší než  $h$ , obě rovny hodnotě 0,5. Matematické vyjádření pomocí integrálu je zobrazeno ve vztahu 4.25.

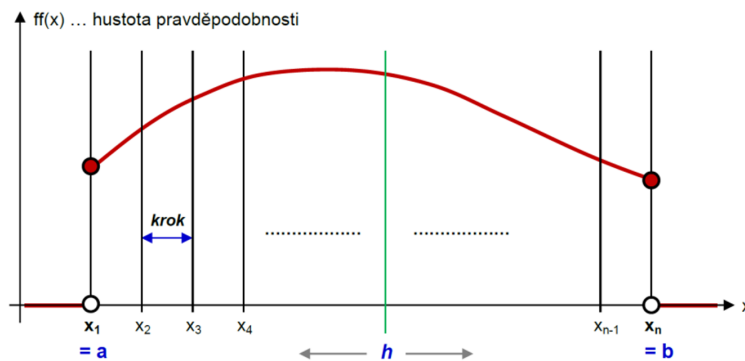
$$\int_a^h f f(x) dx = \int_h^b f f(x) dx \triangleq 0,50 \quad (4.25)$$

Funkce THRESPHUST() využívá metodu půlení intervalu a numerické určení určitého integrálu lichoběžníkovou metodou (viz dále funkce IT()) a její výpočet je ukázán na obr. 4.26.

### Výpočet entropie nad hustotou pravděpodobnosti

V průběhu algoritmu měření se po každém kroku měření vypočítává také entropie nad hustotou pravděpodobnosti.

Entropie charakterizuje míru neurčitosti experimentu. Tento parametr se vypočítává pro sledování vývoje vyšetření či případnou implementaci podmínky ukončení měření. Pokud se entropie s dalšími kroky měření již významně nemění, ustálila se na nízké hodnotě, můžeme měření ukončit, neboť další kroky již pravděpodobně nepřinesou zpřesnění odhadu měřeného parametru SPL nebo GAP. Pokud známe hustotu pravděpodobnosti náhodné proměnné  $h$  (viz obr. 4.27), pak můžeme určit entropii (viz obr. 4.28).



Obrázek 4.27: Graf hustoty pravděpodobnosti se značením pro výpočet entropie.

Hodnotu prahu  $h$  nahrazujeme ve vzorcích proměnnou s označením  $x$ , viz obr. 4.27. Pro účely této práce definujeme entropii dle vztahu 4.26 nad hustotou pravděpodobnost náhodné proměnné prahu  $h$ :

$$H\{f f(x)/x_1, x_2, \dots, x_n\} = - \sum_{i=1}^{n+1} p_i \cdot ld(p_i), \quad (4.26)$$

kde  $p_i$  je pravděpodobnost, že náhodná proměnná  $h$  nabývá hodnotu mezi body  $x_{i-1}$  a  $x_i$  a  $ld(p_i)$  je dvojkový logaritmus z  $p_i$ . Pro jeho určení použijeme vztahu, že dvojkový logaritmus z  $p_i$  je roven podílu přirozených logaritmů z  $p_i$  a čísla 2. Záporné znaménko zajistí, že výsledná entropie je kladná, neboť logaritmus z čísel  $< 1$  je vždy záporný.

Pro pravděpodobnost  $p_i$  platí vztah 4.27.

$$p_n = \int_{x_{n-1}}^{x_n} f f(x) dx \approx \text{krok} \cdot \frac{1}{2} [f(x_{n-1}) + f(x_n)] \quad (4.27)$$

Pro numerický výpočet integrálu je použita lichoběžníková metoda (viz dále).

```
public static double ENTROPY(double[] DFC, int a, int b, double krok)
{
    /*=====*/
    /* Funkce pro výpočet entropie nad hustotou pravděpodobnosti */
    /* DFC ... pole s hustotou pravděpodobnosti */
    /* a ... počáteční index do pole, odkud se má počítat */
    /* b ... koncový index pole, kam až se má počítat */
    /* krok ... po kolika dB se zvyšuje hodnota na ose x s přibýv. indexem */
    /*=====*/

    int i;
    double ent;
    double pp;
    double lgn;

    lgn = Math.Log(2); // Pro pozdější použití. Konstanta.
    ent = 0; pp = 0;
    for (i = (a + 1); i <= b; i++)
    {
        pp = (DFC[i - 1] + DFC[i]) * krok * 0.5; // Pravděpodobnost se z hustoty spočte integrálem.
        // Zde obsah obdélníku o šířce krok a výšce rovné průměru z DFC[i-1] a DFC[i].
        if (pp != 0) ent = ent - pp * (Math.Log(pp) / lgn); // logaritmus o základu 2 z pp převeden na ln(pp)/ln(2)
    }
    return ent;
}
```

Obrázek 4.28: Funkce ENTROPY().

## Výpočet střední hodnoty a směrodatné odchylky náhodné veličiny nad hustotou pravděpodobnosti.

V průběhu algoritmu měření se po každém realizovaném elementárním experimentu vypočítává také směrodatná odchylka (a střední hodnota) náhodné veličiny nad hustotou pravděpodobnosti. Tento parametr se počítá z podobných důvodů jako entropie, a to pro případné stanovení podmínky pro ukončení měření. Směrodatná odchylka je definována jako odmocnina z rozptylu (viz vzorec 4.28), k jehož výpočtu je nutné znát střední hodnotu (viz vztah 4.29). Kód funkce výpočtu je zobrazen na obr. 4.29.

$$SM(h) = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} (h - E(h))^2 f_n(h) dh} \quad (4.28)$$

$$E(h) = \int_{-\infty}^{\infty} h f_n(h) dh \quad (4.29)$$

```

/*=====*/
/* Funkce výpočtu směrodatné odchylky nad hustotou pravděpodobnosti */
/* DFC ... pole s hustotou pravděpodobnosti */
/* iax ... počáteční index do pole, odkud se má počítat */
/* ibx ... koncový index pole, kam až se má počítat */
/* aa ... hodnota podnětu v dB odpovídající indexu iax */
/* krok ... po kolíka dB se zvyšuje hodnta na ose x s přibýv. indexem */
/* MI ... výstupní parametr, střední hodnota */
/*=====*/

int i;
double exx;
double vrr;
double axx;
double bxx;
double X0;
double X1;

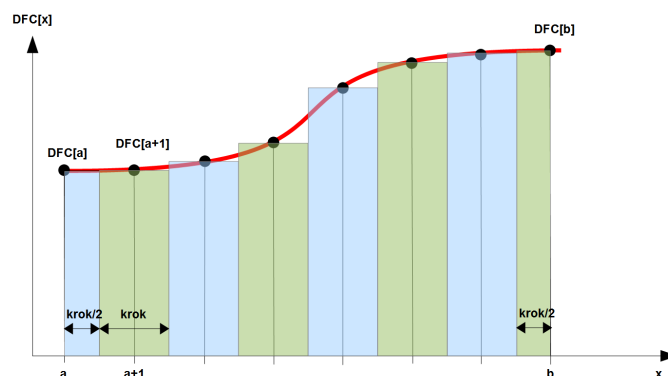
// Výpočet střední hodnoty náhodné proměnné x
// Např. pro normální rozdělení určí hodnotu v dB na ose x odpovídající vrcholu Gaussovy křivky.
exx = 0; X0 = aa; X1 = X0 + krok; // první interval na ose x je od aa do aa + krok
for (i = iax; i <= ibx - 1; i++)
{ // Cyklus pro výpočet střední hodnoty náhodné proměnné x.
  // Připočítává se integrál funkce (DFC(x) * x) na intervalu šířky krok.
  // Lichoběžníková metoda: průměr ze dvou sousedních hodnot (DFC(x) * x) krát šířka intervalu.
  exx = exx + (DFC[i] * X0 + DFC[i + 1] * X1) * krok / 2.0;
  X0 = X1; X1 = X1 + krok; // posun intervalu o krok
}
// Výpočet rozptylu náhodné proměnné x
vrr = 0; X0 = aa; X1 = X0 + krok; // první interval na ose x je od aa do aa + krok
for (i = iax; i <= ibx - 1; i++)
{ // Cyklus pro výpočet rozptylu, součtu druhých mocnín odchylek od střední hodnoty
  axx = X0 - exx; // odchylka levé krajní hodnoty x
  bxx = X1 - exx; // odchylka pravé krajní hodnoty x
  // Připočítává se integrál funkce (DFC(x) * kvadrát odchylky x) na intervalu šířky krok.
  // Lichoběžníková metoda: průměr ze dvou sousedních hodnot (DFC(x) * kvadrát odchylky x) krát šířka intervalu.
  vrr = vrr + (axx * axx * DFC[i] + bxx * bxx * DFC[i + 1]) * krok / 2.0;
  X0 = X1; X1 = X1 + krok;
}
MI = exx; // Střední hodnota do výstupního parametru
return (double)Math.Sqrt(vrr); // Směrodatná odchylka (odmocnina z rozptylu) do hodnoty funkce.
}

```

Obrázek 4.29: Funkce VR() pro výpočet směrodatné odchylky.

## Výpočet integrálu lichoběžníkovou metodou

Implementace funkce IT provádí výpočet určitého integrálu lichoběžníkovou metodou dle vzorce 4.30 [14] a je zobrazena na obr. 4.31. Pro ilustraci je uveden i obrázek popisující výpočet integrálu viz obr. 4.30



Obrázek 4.30: Výpočet určitého integrálu lichoběžníkovou metodou.



$$krok \left[ \frac{1}{2} f(x_0) + \sum_{i=1}^{n-1} f(x_i) + \frac{1}{2} f(x_n) \right] \quad (4.30)$$

```

public static double IT(double[] DFC, int a, int b, double krok)
{
    /*=====*/
    /* Funkce pro výpočet integrálu lichoběžníkovou metodou. */
    /* DFC ... pole s hustotou pravděpodobnosti */
    /* a ... počáteční index do pole, odkud se má počítat */
    /* b ... koncový index pole, kam až se má počítat */
    /* krok ... po kolíka dB se zvyšuje hodnota na ose x s přibýv. indexem */
    /*=====*/

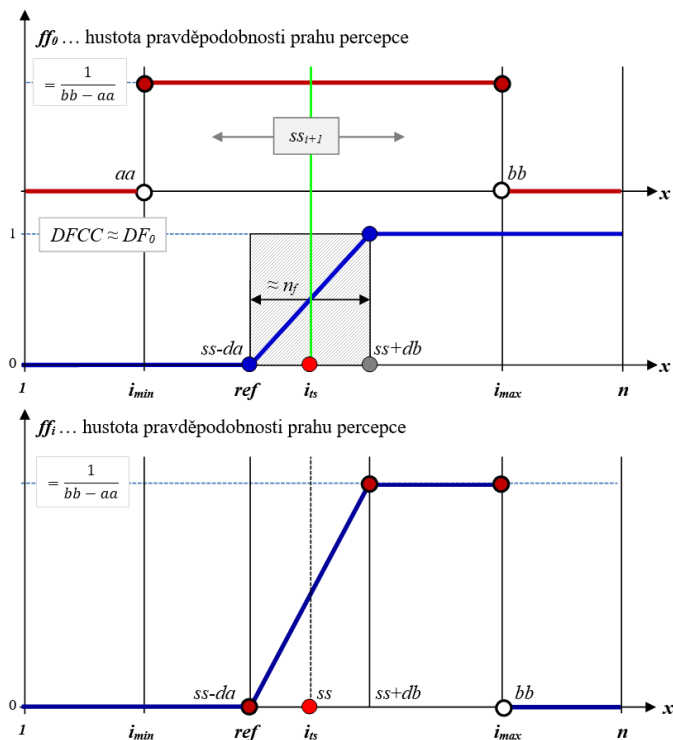
    int i;
    double s;

    s = (DFC[a] + DFC[b]) / 2;
    for (i = (a + 1); i <= b - 1; i++) s = s + DFC[i];
    return s * krok;
}

```

Obrázek 4.31: Funkce IT().

### Určení hodnoty dalšího podnětu



Obrázek 4.32: Grafické znázornění kombinace funkce hustoty s posunutou distribuční funkcí modelu s rovnoměrným rozložením pro kladnou odpověď pacienta.

```

public static int NxtStm(double[] DF, double[] HP, double da, double db, int n, int nf, double krok, bool resp,
int maxIndexOfArrays)
{
    /*=====*/
    /* Funkce pro výpočet následujícího podnětu - vrací index hodnoty */
    /* následujícího podnětu. */
    /* DF ... distribuční funkce daná modelem */
    /* HP ... hustota pravděpodobnosti */
    /* da ... šířka přechodového pásma nalevo od podnětu (obvykle -10dB) */
    /* db ... šířka přechodového pásma napravo od podnětu (obvykle 10dB) */
    /* n ... počet prvků pole (od 1 do n) */
    /* nf ... šířka přechodového pásma od da do db v počtu kroků */
    /* krok ... po kolika dB se zvyšuje hodnota na ose x s přibýv. indexem */
    /* resp ... poslední reakce na podnět */
    /* maxIndexOfArrays ... rozměr pro alokaci lokálního pole (>n) */
    /*=====*/
    // Lokální pole pro uložení kombinace funkcí/polí DF a HP
    double[] DFCC = new double[maxIndexOfArrays + 1];

    int i;
    int r;
    int its;
    int imin;
    int imax;
    double s;
    double s1;
    bool konec;

    // Stanovení min. a max. indexu, ve kterých má smysl se pohybovat.
    imin = 1 + (int)Math.Round(Math.Abs(da) / krok); // nf indexů za 1, odpovídá bodu aa
    imax = n - (int)Math.Round(Math.Abs(db) / krok); // nf indexů před n, odpovídá bodu bb
    do
    {
        konec = false;
        its = (int)Math.Round((imax + imin) / 2.0); // Hledaný index zvolit vprostřed intervalu.
        r = its - (int)Math.Round(Math.Abs(da) / krok); // Ref bod odvozením od its.
        // Do DFCC funkce DF posunutá do bodu Ref.
        for (i = 1; i <= r - 1; i++) DFCC[i] = 0; // Nalevo od Ref je DFCC = 0.
        for (i = 1; i <= nf; i++) DFCC[i + r - 1] = DF[i]; // Pak přechodové pásmo šířky nf podle DF.
        for (i = r + nf; i <= n; i++) DFCC[i] = 1; // Zbytek DFCC = 1.
        // Do DFCC dát funkci HP násobenou DFCC nebo (1 - DFCC) podle resp.
        if (resp)
            for (i = 1; i <= n; i++) DFCC[i] = DFCC[i] * HP[i];
        else
            for (i = 1; i <= n; i++) DFCC[i] = (1 - DFCC[i]) * HP[i];
        s1 = CommonMath.IT(DFCC, 1, n, krok); // Do s1 spočítat integrál přes celou DFCC.
        s = 0.5 - s1;
        // Nastavit nové imax a imin podle resp a podle výsledku integrálu.
        if (!resp)
        { // DF se posouvá převrácená
            if (s < 0) imax = its; // Integrál je větší než 0.5, DF je třeba posunout víc doleva.
            if (s > 0) imin = its; // Integrál je menší než 0.5, DF je třeba posunout víc doprava.
        }
        else
        { // DF se posouvá nepřevrácená
            if (s < 0) imin = its; // Integrál je větší než 0.5, DF je třeba posunout víc doprava.
            if (s > 0) imax = its; // Integrál je menší než 0.5, DF je třeba posunout víc doleva.
        }
        if (s == 0)
            konec = true; // Integrál je přesně hledaných 0.5. Konec.
        if ((imax - imin) <= 1)
            konec = true; // imax a imin už nemohou blíže k sobě. Konec.
    } while (!konec);
    return its; // Vrací nalezený index na ose x.
}

```

Obrázek 4.33: Funkce NxtStm() pro určení následujícího podnětu.

Funkce pro určení intenzity dalšího podnětu NxtStm() má následující postup.

Hodnota následujícího podnětu  $ss_{i+1}$  je počítána na základě odezvy  $y_i$  na podnět  $ss_i$  :

- (a)  $y_i = 1 \rightarrow$  nadprahový podnět  $ss_i$

Výpočet následujícího podnětu je řešením rovnice 4.31

$$\int_{-\infty}^{\infty} [DF(h - ss_{i+1})] \cdot f f_i dh = 0,5, \quad (4.31)$$

kde  $DF(h - ss_{i+1})$  je model maskování podnětu v podobě distribuční funkce  $DF0$  (neposunutý tvar), která je posunuta vzhledem k předpokládané hodnotě následujícího podnětu  $ss_{ii}$ ; a  $ff_i$  je aktuální normovaná hustota pravděpodobnosti prahu  $ff0 = ff1 \cdot \alpha^{-1}$ , která je výsledkem všech předchozích realizovaných podnětů  $ss_i$  a jim odpovídajících odezev pacienta  $y_i$ .

(b)  $y_i = 0 \rightarrow$  podprahový podnět  $ss_i$

Výpočet následujícího podnětu je řešením rovnice 4.32

$$\int_{-\infty}^{\infty} [1 - DF(h - ss_{i+1})] \cdot ff_i dh = 0,5, \quad (4.32)$$

V obou případech tedy hledáme takovou hodnotu  $ss_{i+1}$  ze všech možných  $ss_{i+1} \in \langle aa, bb \rangle$ , kdy platí výše uvedené vztahy podle poslední odezvy na stimulaci  $s_i$ , tj. podle hodnoty  $y_i$ .

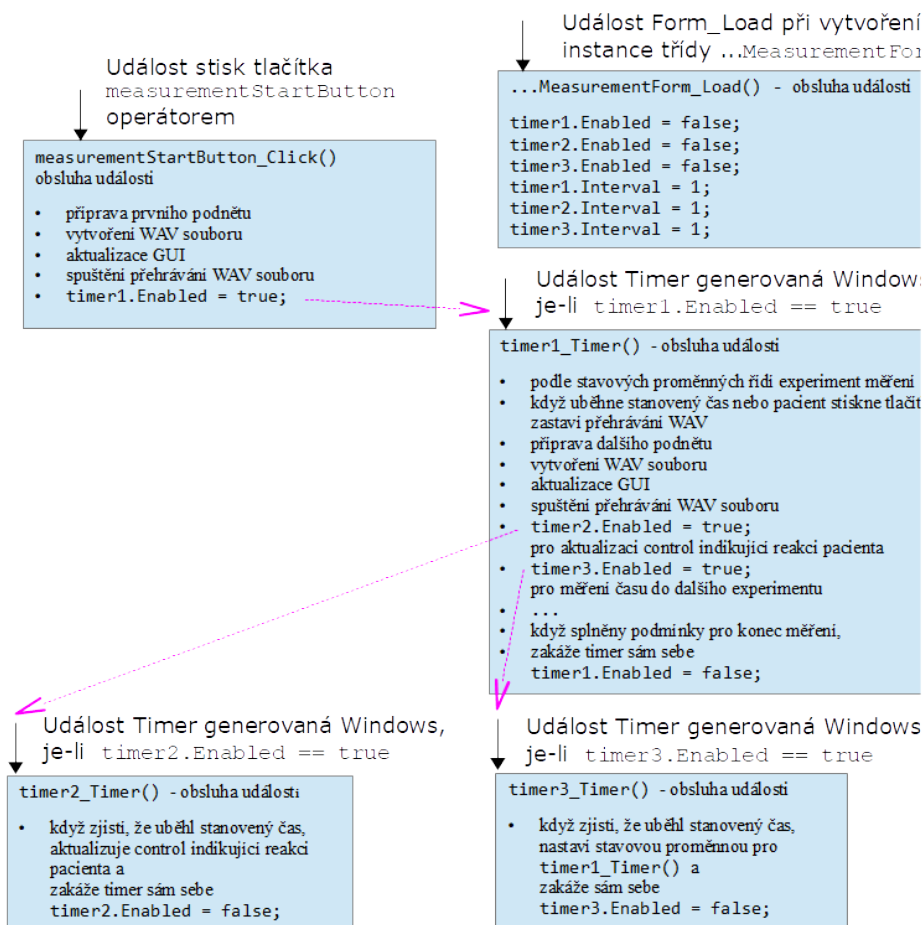
Grafické znázornění kombinace funkce hustoty s posunutou distribuční funkcí modelu s rovnoměrným rozložením pro reakci pacienta  $y_i = 1$  (nepřevrácená distribuční funkce) je na obrázku 4.32. Implementace funkce je zobrazena na obr. 4.33.

### Koncepce použití objektů `Windows.Forms.Timer` jako náhrady vícevláknové aplikace

Oba formuláře pro vyšetření (`SPLMeasurementForm` i `GAPMeasurementForm`) potřebují spravovat více paralelních činností, např. průběžně aktualizovat GUI controls, reagovat na zadání operátora programu, reagovat na reakce pacienta, řídit postup měření či odměřovat časy měření. Tyto někdy paralelní činnosti jsou rozděleny mezi hlavní vlákno aplikace obsluhující frontu událostí voláním příslušných obsluh událostí a mezi několik objektů `Windows.Forms.Timer`. Rozdělení činností je znázorněno na obr. 4.34.

Interval timerů je sice v programu nastaven na 1 ms, události `Timer` generované `Windows` mají ale ve skutečnosti minimální periodu delší, cca 15 ms. Tím je také dána přesnost odměřování časů algoritmu. Vzhledem k tomu, že měřené časy jsou v algoritmu v řádu jednotek sekund, přesnost je i tak dostatečná.

Uvedená struktura timerů je jen jednou z mnoha možností. V případě koncepce s vícevláknovou aplikací by struktura kódu mohla vypadat podobně. Obsluhy událostí `Timer` by mohly být nahrazeny kódem vláken s nekonečnou smyčkou obsahující podmínky pro ukončení vlákna. Povolení timerů příkazy `timerX.Enabled=true` by byly nahrazeny příkazy `new Thread`, příkazy zastavení timerů by byly nahrazeny příkazy pro ukončení vlákna.



Obrázek 4.34: Znárodnění funkce timerů.

# 5 Testování a měření

Po vytvoření programového vybavení bylo přistoupeno k jeho otestování pomocí skutečně provedených vyšetření a ověření základních předpokladů vývoje vyšetření v závislosti na měnících se parametrech.

## 5.1 Porovnání algoritmů

Pro porovnání chování jednotlivých algoritmů byl proveden jednoduchý test, kdy byl vytvořen model pacienta a následně simulovány jeho odpovědi pro různé scénáře vyšetření.

Parametry vyšetření byly nastaveny následovně:

- $DLT = 30 \text{ dB}$
- $T_s = 4000 \text{ ms}$
- $T_n = 5 \text{ ms}$
- $T_p = T_{GAP} = 25 \text{ ms}$
- počet elementárních experimentů = 20

Modelový pacient má následující parametry:

- $SPL = -5 \text{ dB} \rightarrow SPL_{DLT} = SPL + DLT = 25 \text{ dB}$
- $SPL_{GAP} = 22 \text{ dB} \rightarrow DLT[\%] = 10\%$

Další parametry vyšetření byly pro jednotlivé testy měněny a na základě jejich různých hodnot byly sledovány změny v průběhu a výsledcích vyšetření:

- $da = \{-5, -10, -15\} \text{ dB}$
- $db = \{5, 10, 15\} \text{ dB}$
- $beta = \{0, 0.1\}$

Pacient odpovídal nejprve buď přesně dle své prahové hodnoty detekce poklesu intenzity. Při dalších vyšetřeních postupně udělal chybu v 1., 2. a následně 3. podnětu. Všechny tyto podněty pro něj měly být nadprahové, a správně tedy měl odpovědět pozitivní odezvou, ale odezva byla negativní.

pokles DLT[%]   GAP[dB]	D[%]	D[dB]	R[%]	R[dB]	N[%]	N[dB]
všechny správné odpovědi	10,00	22,00	9,33	22,20	9,33	22,20
chyba v 1. odpovědi	50,67	9,80	36,00	14,20	33,33	15,00
chyba v 2. odpovědi	26,00	17,20	10,67	21,80	9,33	22,20
chyba v 3. odpovědi	12,67	21,20	10,67	21,80	9,33	22,20

Tabulka 5.1: Hodnoty získaného prahu detekce poklesu intenzity [%] / prahové intenzity v GAP pro model deterministický (D), rovnoměrný (R) a normální (N).

Tyto testy byly provedeny pro všechny modely a různé hodnoty proměnných parametrů  $da$ ,  $db$ ,  $beta$ . Na průběhu testů bylo zkoumáno chování algoritmu - zda to, že pacient nezaznamenal jeden z prvních 3 podnětů způsobí rozhození algoritmu, či zda bude schopen dospět k přesnější hodnotě, která se bude více blížit skutečnému prahu pacienta, když v ostatních případech odpovídal správně, tedy kladnou odezvou na nadprahové a negativní odezvou na podprahové podněty.

Principem je tedy zkoumat uzamykání intervalu, tj. zda algoritmus, pokud pacient udal negativní odezvu na velký pokles v GAP, bude dále zkoušet předkládat i podněty s nižším poklesem.

### 5.1.1 Vliv chybné odpovědi na modely v základním nastavení

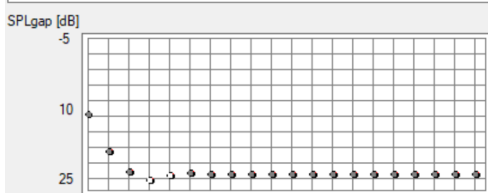
Pro základní nastavení proměnných parametrů

- $da = -5 \text{ dB}$
- $db = 5 \text{ dB}$
- $beta = 0$

byly získány hodnoty zobrazené v tabulce 5.1. Ukázky průběhů některých těchto vyšetření jsou zobrazeny na obrázcích 5.1, 5.2, 5.3, 5.4

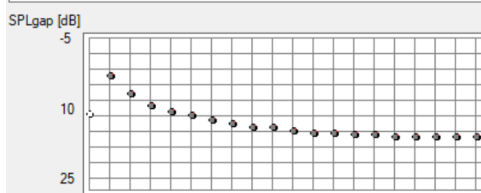
Z výsledků je evidentní, že deterministický model nebere chybu pacienta v úvahu, a nikdy tedy nepředloží podnět náročnější na zaznamenání než ten, který pacient již jednou nezaznamenal. Oproti tomu mají stochastické modely výhodu, neboť v případě negativní odezvy pracují s určitou pravděpodobností chyby pacienta, a tak mu zkusí předložit i podněty s vyšší intenzitou v poklesu, tedy náročnější, ovšem ani tyto výsledky nejsou pro případ, že pacient nezaznamená hned první podnět, plně uspokojivé, neboť se stále nedostaneme na hodnotu blízkou skutečnému prahu pacienta.

n	GAP(n)	resp	Hg(k)	Vg(k)	thres -->	GAP(n+1)
00			7.23	8.66	9.80	10.00
01	10.00	1	6.24	4.33	17.40	17.40
02	17.40	1	5.27	2.19	21.00	21.40
03	21.40	1	4.23	1.04	23.00	23.00
04	23.00	0	3.13	0.46	22.00	22.20
05	22.20	0	2.25	0.22	21.80	21.80
06	21.80	1	1.50	0.10	21.80	22.00
07	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
08	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
09	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
10	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
11	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
12	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
13	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
14	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
15	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
16	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
17	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
18	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
19	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00
20	22.00	1	1.00	0.00	22.00	22.00



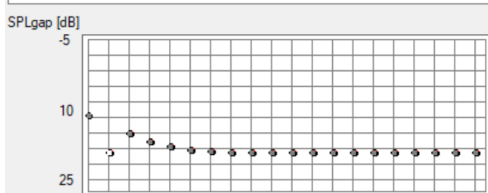
Obrázek 5.1: Průběh vyšetření pro deterministický model se správnými odezvami.

n	GAP(n)	resp	Hg(k)	Vg(k)	thres -->	GAP(n+1)
00			7.28	8.75	9.80	10.00
01	10.00	0	6.42	4.58	2.60	2.60
02	2.60	1	5.90	2.91	6.20	6.20
03	6.20	1	5.48	2.16	8.20	8.40
04	8.40	1	5.19	1.77	9.40	9.60
05	9.60	1	4.99	1.54	10.60	10.40
06	10.40	1	4.84	1.39	11.40	11.40
07	11.40	1	4.70	1.26	11.80	12.00
08	12.00	1	4.56	1.15	12.60	12.60
09	12.60	1	4.40	1.04	13.00	12.80
10	12.80	1	4.24	0.94	13.40	13.40
11	13.40	1	4.05	0.84	13.80	13.80
12	13.80	1	3.84	0.74	14.20	13.80
13	13.80	1	3.64	0.65	14.20	14.20
14	14.20	1	3.43	0.57	14.20	14.20
15	14.20	1	3.24	0.51	14.60	14.60
16	14.60	1	3.05	0.45	14.60	14.60
17	14.60	1	2.88	0.40	14.60	14.60
18	14.60	1	2.72	0.36	14.60	14.60
19	14.60	1	2.59	0.32	14.60	14.60
20	14.60	1	2.46	0.29	15.00	



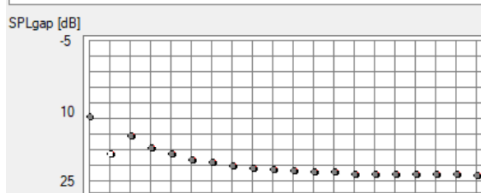
Obrázek 5.2: Průběh vyšetření pro normální model s chybnou odezvou na 1. podnět.

n	GAP(n)	resp	Hg(k)	Vg(k)	thres -->	GAP(n+1)
00			7.23	8.66	9.80	10.00
01	10.00	1	6.24	4.33	17.40	17.40
02	17.40	0	5.24	2.14	13.60	13.60
03	13.60	1	4.30	1.10	15.40	15.40
04	15.40	1	3.42	0.57	16.20	16.20
05	16.20	1	2.75	0.34	16.80	17.00
06	17.00	1	1.50	0.10	17.00	17.20
07	17.20	1	1.00	0.00	17.20	17.40
08	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
09	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
10	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
11	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
12	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
13	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
14	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
15	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
16	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
17	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
18	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
19	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40
20	17.40	1	1.00	0.00	17.20	17.40



Obrázek 5.3: Průběh vyšetření pro deterministický model s chybnou odezvou na 2. podnět.

n	GAP(n)	resp	Hg(k)	Vg(k)	thres -->	GAP(n+1)
00			7.28	8.75	9.80	10.00
01	10.00	1	6.48	4.80	17.40	17.40
02	17.40	0	6.18	3.58	13.80	13.80
03	13.80	1	5.80	2.77	16.00	16.20
04	16.20	1	5.50	2.27	17.80	17.40
05	17.40	1	5.26	1.92	18.60	18.60
06	18.60	1	5.00	1.62	19.40	19.20
07	19.20	1	4.78	1.41	19.80	19.80
08	19.80	1	4.57	1.23	20.20	20.20
09	20.20	1	4.38	1.09	20.60	20.40
10	20.40	1	4.21	0.97	21.00	20.80
11	20.80	1	4.05	0.87	21.00	21.00
12	21.00	1	3.90	0.79	21.40	21.00
13	21.00	1	3.77	0.72	21.40	21.40
14	21.40	1	3.64	0.66	21.40	21.40
15	21.40	1	3.52	0.61	21.40	21.40
16	21.40	1	3.42	0.57	21.40	21.40
17	21.40	1	3.32	0.53	21.80	21.40
18	21.40	1	3.23	0.50	21.80	21.40
19	21.40	1	3.14	0.47	21.80	21.60
20	21.60	1	3.06	0.44	21.80	



Obrázek 5.4: Průběh vyšetření pro rovnoměrný model s chybnou odezvou na 3. podnět.

V případě vynechání druhého či třetího podnětu již dosáhnou stochastické modely skutečného prahu pacienta.

Oba stochastické modely mají srovnatelné výsledky, přesněji se ale sku-

tečnému prahu blíží model normální, který byl tak s tímto nastavením zvolen pro praktické využití při vyšetřeních na skutečných osobách.

### 5.1.2 Vliv parametru $\beta$

Parametr  $\beta$  slouží k zabránění uzamčení intervalu po chybné odezvě pacienta na podnět. K tomu využívá součinu distribuční funkce a funkce podkladu (viz kap. 4.4.4) vynásobené právě koeficientem  $\beta$ .

Pro zkoumání vlivu nastavení tohoto parametru bylo provedeno jednoduché srovnání vyšetření využívajících různých modelů s nastavením  $\beta = 0$  (podkladová funkce není využita), nebo  $\beta = 0,1$ . Parametr  $\beta$  udává, jaký bude poměr funkce podkladové v nově vytvořené funkci složené z podkladu a distribuční funkce maskování podnětu z předchozího kroku algoritmu. Nastavením na hodnotu 0,1 se tak bude podkladová funkce podílet na nově vzniklé funkci jednou desetinou. Samozřejmě je i možné nastavení na vyšší hodnoty, které ovšem způsobí moc velký vliv podkladové funkce, a původní tvar distribuční funkce tak bude výrazně změněn. Na základě provedených testů bylo také zjištěno, že i nastavení na takto malou hodnotu má velký vliv na výsledek vyšetření v případě, že pacient udal chybnou odezvu.

Výsledky testu s chybou v odezvě na 1. podnět, který byl proveden pro všechny modely se základním nastavením proměnných parametrů

- $da = -5 \text{ dB}$
- $db = 5 \text{ dB}$

jsou zobrazené v tabulce 5.2. Ukázky průběhu vyšetření pro rovnoměrný model jsou zobrazeny na obrázcích 5.5 a 5.6.

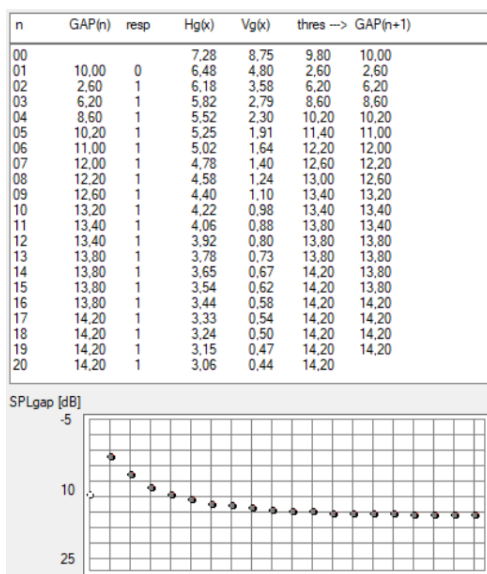
pokles DLT[%]   GAP[dB]	D[%]	D[dB]	R[%]	R[dB]	N[%]	N[dB]
$\beta = 0$	50,67	9,80	36,00	14,20	33,33	15,00
$\beta = 0,1$	10,00	22,00	9,33	22,20	9,33	22,20

Tabulka 5.2: Hodnoty získaného prahu detekce poklesu intenzity [%] / prahové intenzity v GAP pro model deterministický (D), rovnoměrný (R) a normální (N) pro případ chyby v odezvě na 1. podnět.

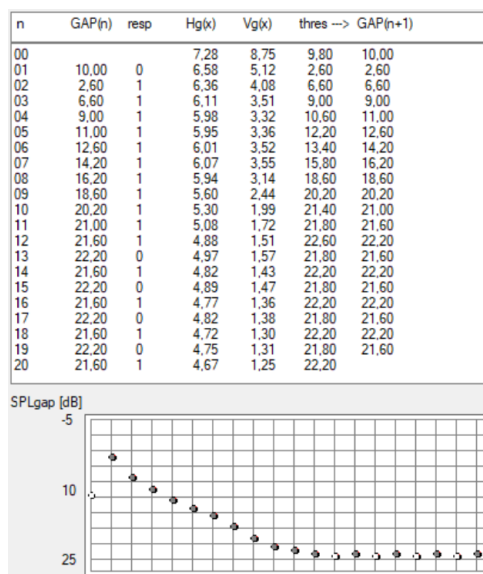
Z tabulky 5.2 je patrné, že zapojení parametru  $\beta$  do výpočtu algoritmu vyšetření přineslo pro všechny modely výrazné zlepšení, dokonce ve všech případech byl práh detekce poklesu intenzity podnětu určen správně. Jak je vidět z tabulky, parametr  $\beta$  způsobil významné zlepšení v přesnosti výsledků i u modelu výpočtu prahu půlením intervalů, kam byla použitím



tohoto parametru zavedena také jistá míra neurčitosti vycházející z podkladové funkce, a tak již model není deterministický.



Obrázek 5.5: Průběh vyšetření pro rovnoměrný model s chybnou odezvou na 1. podnět a parametrem  $\beta = 0$ .



Obrázek 5.6: Průběh vyšetření pro rovnoměrný model s chybnou odezvou na 1. podnět a parametrem  $\beta = 0, 1$ .

### 5.1.3 Vliv parametrů $da$ , $db$

Pro zkoumání vlivu nastavení parametrů  $da$  a  $db$  bylo provedeno jednoduché srovnání vyšetření využívajících různých modelů s nastavením  $da = -15$  a  $db = 15$  (viz tabulka 5.3) oproti modelům s běžným nastavením  $da = -5$  a  $db = 5$  (viz tabulka 5.1). Tyto parametry udávají, jak široký bude přechodový interval distribuční funkce z 0 do 1. Samozřejmě je i možné nastavení na jiné hodnoty, které ovšem interval mohou příliš rozšířit, a výsledky tak nemusí být přesné. Na základě provedených testů a následného srovnání bylo zjištěno, že i nastavení na takto malou hodnotu má velký vliv na výsledek vyšetření v případě, že pacient udal chybnou odezvu.

Pro účely tohoto srovnání byl parametr  $\beta$  nastaven na nulovou hodnotu.

Výsledky testu s chybou v odezvě na 1. podnět, který byl proveden pro všechny modely jsou zobrazené v tabulce 5.3.

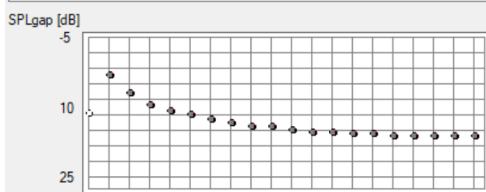
Z tabulky je patrné, že pro deterministický model nedošlo k žádné změně v porovnání s nastavením parametrů na hodnotu  $\pm 5$ . Určité snížení prahu

pokles DLT[%]   GAP[dB]	D[%]	D[dB]	R[%]	R[dB]	N[%]	N[dB]
všechny správné odpovědi	10,00	22,00	8,67	22,40	9,33	22,20
chyba v 1. odpovědi	50,67	9,80	8,67	22,40	7,33	22,80
chyba v 2. odpovědi	26,00	17,20	7,33	22,80	9,33	22,20
chyba v 3. odpovědi	12,67	21,20	9,33	22,20	8,67	22,40

Tabulka 5.3: Hodnoty získaného prahu detekce poklesu intenzity [%] / prahové intenzity v GAP pro model deterministický (D), rovnoměrný (R) a normální (N) pro parametry  $da = -15$ ,  $db = 15$

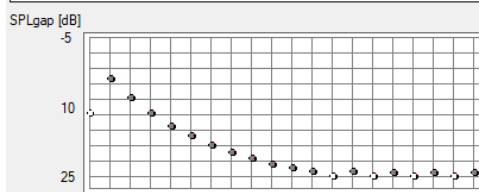
detekce poklesu lze vidět u obou stochastických modelů pro testy s chybou v 2. či 3. podnětu, někdy ovšem bylo toto snížení až moc velké a výsledná hodnota tak je nižší než skutečný práh vnímání poklesu. Zajímavé výrazné zlepšení proběhlo u obou stochastických modelů v případě chybné odezvy na 1. podnět (viz obr. 5.7 a 5.8).

n	GAP(n)	resp	Hg(x)	Vg(x)	thres →	GAP(n+1)
00			7,28	8,75	9,80	10,00
01	10,00	0	6,42	4,58	2,60	2,60
02	2,60	1	5,90	2,91	6,20	6,20
03	6,20	1	5,48	2,16	8,20	8,40
04	8,40	1	5,19	1,77	9,40	9,60
05	9,60	1	4,99	1,54	10,60	10,40
06	10,40	1	4,84	1,39	11,40	11,40
07	11,40	1	4,70	1,26	11,80	12,00
08	12,00	1	4,56	1,15	12,60	12,60
09	12,60	1	4,40	1,04	13,00	12,80
10	12,80	1	4,24	0,94	13,40	13,40
11	13,40	1	4,05	0,84	13,80	13,80
12	13,80	1	3,84	0,74	14,20	13,80
13	13,80	1	3,64	0,65	14,20	14,20
14	14,20	1	3,43	0,57	14,20	14,20
15	14,20	1	3,24	0,51	14,60	14,60
16	14,60	1	3,05	0,45	14,60	14,60
17	14,60	1	2,88	0,40	14,60	14,60
18	14,60	1	2,72	0,36	14,60	14,60
19	14,60	1	2,59	0,32	14,60	14,60
20	14,60	1	2,46	0,29	15,00	



Obrázek 5.7: Průběh vyšetření pro normální model s chybnou odezvou na 1. podnět a parametry  $da = -5$ ,  $db = 5$ .

n	GAP(n)	resp	Hg(x)	Vg(x)	thres →	GAP(n+1)
00			7,28	8,75	9,80	10,00
01	10,00	0	6,76	5,94	2,60	3,20
02	3,20	1	6,84	5,68	7,00	7,00
03	7,00	1	6,67	4,95	10,20	10,20
04	10,20	1	6,49	4,37	12,60	12,60
05	12,60	1	6,34	3,95	14,60	14,60
06	14,60	1	6,20	3,60	16,60	16,40
07	16,40	1	6,06	3,28	17,80	17,80
08	17,80	1	5,90	2,97	19,40	19,20
09	19,20	1	5,71	2,67	20,60	20,20
10	20,20	1	5,52	2,38	21,40	21,00
11	21,00	1	5,31	2,11	22,20	21,80
12	21,80	1	5,09	1,86	22,80	22,60
13	22,60	0	5,22	1,96	22,20	21,80
14	21,80	1	5,04	1,76	22,80	22,60
15	22,60	0	5,15	1,84	22,20	22,00
16	22,00	1	4,99	1,68	22,80	22,60
17	22,60	0	5,08	1,74	22,20	22,00
18	22,00	1	4,94	1,61	22,80	22,60
19	22,60	0	5,03	1,66	22,20	22,00
20	22,00	1	4,90	1,55	22,80	



Obrázek 5.8: Průběh vyšetření pro normální model s chybnou odezvou na 1. podnět a parametry  $da = -15$ ,  $db = 15$ .

## 5.2 Hardwarové řešení

Pro samotná vyšetření bylo použito hardwarové řešení, které již bylo vyhodnoceno jako osvědčené na základě předchozí práce [7], a to hlavně díky přenositelnosti celého systému komponent.

Jako zvuková karta byla zvolena externí karta modelu Sound Blaster SB 1240 připojována k počítači přes USB konektor s podporovanými vzorkovacími frekvencemi až do 96 kHz a odstupem signál / šum (SNR) 114 bitů.

Dále byla vybrána audiometrická sluchátka Telephonics THD-39P vsazená do náušníků Peltor, které slouží k ochraně sluchu, čímž zajišťují dostatečné odhlučnění (40 dB) od venkovního prostředí. Tato funkce je pro audiometrická vyšetření velice důležitá, neboť při vybraných vyšetřeních dochází i k testování vnímání podprahových hodnot. Frekvenční spektrum těchto sluchátek se pohybuje v rozmezí 100 - 8000 Hz a citlivost dosahuje  $108 \text{ dB} \pm 4 \text{ dB SPL}$  na 1 kHz.

Pro sledování odezvy pacienta bylo vybráno audiometrické tlačítko připojené k desce s mikrokontrolerem Arduino Leonardo R3, které je s počítačem propojeno pomocí USB a umožňuje reprezentovat stisknutí připojeného tlačítka jako stisknutí klávesy Enter na počítači.

Cejchování zařízení již bylo realizováno v rámci práce [7] a získané parametry byly využity i v této práci pro správnou kalibraci řetězce. Cejchování bylo prováděno na frekvenci 1 kHz srovnávací metodou s cejchovacím audiometrem DA 74 cejchovaným podle normy ČSN EN ISO 389-8. [7].

Cejchování spočívalo v porovnání měřené úrovně SPL na výstupu klinického audiometru a úrovně SPL na výstupu vytvořeného řetězce zařízení. [7]

## 5.3 Postup

Měření byla prováděna ve zvukotěsné kabině firmy Soning se zvukovou izolací na hladině 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.

Jako první byl pro každou vyšetřovanou osobu proveden test pro nalezení prahu sluchu pomocí klasické tónové audiometrie. Z modelů pro určení prahu byl vybrán stochastický model s normálním rozdělením pravděpodobnosti. V porovnání s druhým modelem s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti se oba jevily jako podávající téměř stejné hodnoty s rozdíly pohybujícími se maximálně v jednotkách dB, což u klasické tónové audiometrie představuje skutečně malé nuance, neboť běžně se práh sluchu v této oblasti udává s přesností na 5 dB. V rámci tohoto vyšetření bylo provedeno

vždy deset elementárních experimentů, tzn. vyšetřované osobě bylo puštěno do sluchátek postupně deset podnětů na frekvenci 1 kHz, na něž osoba měla reagovat stiskem tlačítka v případě, že tón zaznamenala. Toto vyšetření bylo každému provedeno pouze jednou pro každé ucho, opakováno bylo jen na žádost vyšetřované osoby v případě, že nepochopila zadání, či v případě jiného problému, který by potenciálně výrazně zkreslil naměřený výsledek prahu.

Po zjištění takto odhadovaného prahu sluchu mohlo být přistoupeno k hlavní fázi vyšetření - metodě poklesu intenzity podnětu. Pro skutečná vyšetření byl z podobných důvodů jako u tónové audiometrie vybrán třetí model s normálním rozdělením pravděpodobnosti. V případě metody poklesu intenzity podnětu zatím neexistuje norma pro zaokrouhlování naměřených hodnot, ale rozpětí 5 dB je pro tuto úlohu zbytečně široké, a tak byly tyto hodnoty zjišťovány a archivovány v reálných číslech.

Vyšetření metodou poklesu intenzity podnětu může být prováděno v různých scénářích, viz [7], pro účely této práce byl ale zvolen scénář zkoumání závislosti prahové hodnoty nutného poklesu intenzity podnětu v závislosti na délce poklesu, tedy šířce mezery. Pro tyto účely bylo každé vyšetřované osobě provedeno 5 vyšetření s různými šířkami mezery (100, 50, 25, 10 a 5 ms) sestávajících vždy z 10 elementárních experimentů. Prahová hodnota sluchu zjištěná při prvním vyšetření, byla u každé vyšetřované osoby navýšena o 30 dB, na níž byl tón následně vysílán do sluchátek (odtud nadprahový test). V tomto případě představuje pokles o 30 dB pokles o 100 %, tedy na prahovou hodnotu konkrétní osoby. Oproti prvnímu vyšetření zde pacient projevuje vnímání podnětu stiskem tlačítka nikoli v reakci na tón v nadprahové intenzitě, ale v reakci na zaznamenání mezery či poklesu v rámci konstantního tónu trvajících 4 s. Cílem je najít minimální procentuální pokles, který osoba ještě zaznamená. Tato hodnota poté bude označena jako prahová. Umístění mezery v rámci 4s tónu je vždy náhodné a řídí se normálním rozdělením pravděpodobnosti se střední hodnotou uprostřed tónu, tedy nejpravděpodobněji se vyskytne uprostřed tónu, nejméně pravděpodobně na jeho začátku či konci.

## 5.4 Testovací soubor

K ověření funkčnosti algoritmů a provedení vyšetření bylo využito 21 osob různých věkových kategorií, 17 osob ve věku 20-30 let, pouze 4 jedinci byli věku vyššího (40-65). Ze zastoupeného vzorku bylo 9 žen, 12 mužů. Žádné z vyšetřovaných osob nebyla diagnostikována porucha sluchu, pouze se vyskytly ojedinělé případy slabého tinitu, který však dle slov vyšetřovaných

SPL	celkem	ženy	muži	ucho L	ucho P
průměr	-1,93	-1,11	-2,54	-1,71	-2,14
medián	-2,00	1,00	-3,00	-2,00	-4,00
minimum	-10,00	-10,00	-10,00	-9,00	-10,00
maximum	11,00	11,00	7,00	5,00	11,00
směrodatná odchylka	5,53	6,29	4,93	4,77	6,31

Tabulka 5.4: Výsledky měření prahu sluchu (SPL).

neměl na průběh vyšetření vliv.

Soubor skutečných pacientů s diagnostikovanými poruchami sluchu bohužel nebyl ORL klinikou poskytnut, a nebylo tedy možné realizovat srovnání se zdravými jedinci.

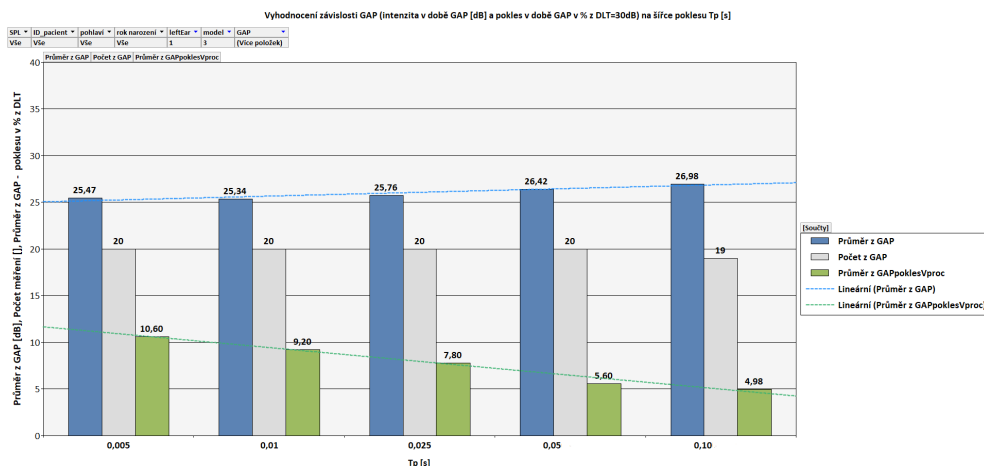
## 5.5 Dosažené výsledky

Výsledky měření typu SPL, tedy určení prahu sluchu, jsou zobrazeny v tabulce 5.4. I maximální naměřené hodnoty prahu se stále pohybují v normě fyziologického sluchu, z čehož můžeme usuzovat, že žádný z těchto vyšetřovaných jedinců netrpí nedoslýchavostí, a všichni jsou tedy pravděpodobně z audiologického hlediska zdraví. Vzhledem k tomu, že pro vyšetření byl použit pravděpodobnostní model s normálním rozdělením, neměly by být hodnoty příliš zkresleny nepřesnými odpověďmi vyšetřovaných osob, a můžeme tedy brát výsledky jako relevantní a na jejich základě pokračovat v hodnocení vyšetření typu GAP.

Co se týče vyšetření typu GAP, nemáme žádné relevantní výsledky z předchozích výzkumů, s nimiž by bylo možné výsledky dosažené v rámci této práce porovnat, neboť test provedený touto formou nebyl dosud nikde zveřejněn. Částečně se touto problematikou zabývala práce [7], s níž můžeme výsledky alespoň částečně srovnat.

Hlavní důraz byl v analýze naměřených hodnot kladen na zkoumání závislosti prahové hodnoty GAP (minimální pokles) na šířce mezery. Naměřená data vykazují pravděpodobně předpokládaný trend, tedy stoupající hodnoty prahu diferenciací (poklesu) s klesající šířkou mezery. Tento trend byl nejlépe viditelný pro souhrnná data naměřená na levém uchu (viz obr. 5.9 a tabulka 5.5). Další statistické údaje nad souhrnnými daty jsou zobrazeny v tabulce 5.6.

Pokud srovnáme data získaná z těchto vyšetření s běžně využívanými postupy a hodnocením výsledků pro test typu RGDT, můžeme opět konsta-



Obrázek 5.9: Vývoj prahu detekce poklesu intenzity podnětu dle šířky mezery.

šířka mezery	prům. pokles v % (L)	prům. pokles v % (P)
100 ms	4,98	7,37
50 ms	5,60	5,47
25 ms	7,80	5,87
10 ms	9,20	9,33
5 ms	10,60	9,88

Tabulka 5.5: Průměrný práh diferenciace pro GAP v závislosti na šířce mezery pro levé a pravé ucho [%].

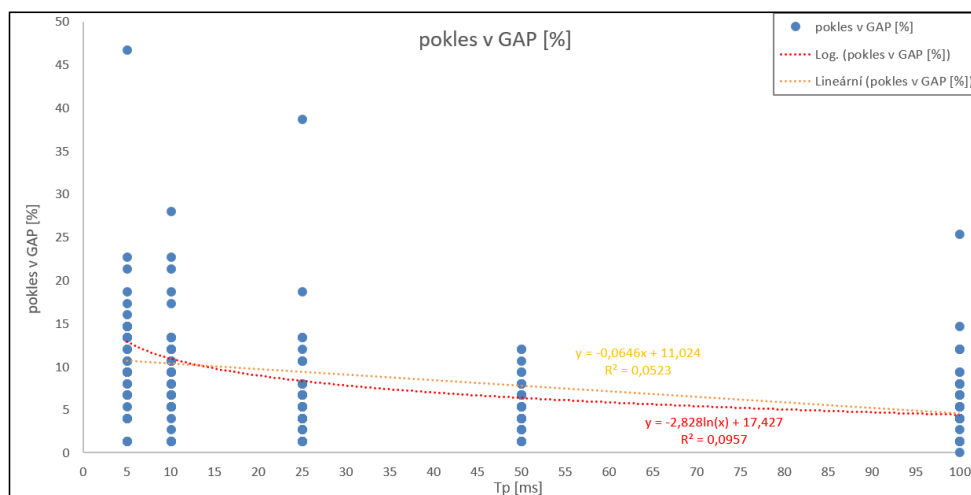
tovat, že se ve vyšetřované skupině pravděpodobně nenachází nikdo s centrální poruchou. Dle běžného způsobu hodnocení výsledků testu RGDT totiž lze konstatovat, že výsledky testu se pohybují v rámci fyziologického sluchu, pokud 100% útlum je zaznamenán při délce mezery 20 ms. Když se podíváme na hodnoty prahu poklesu na okolních hodnotách šířky mezery, 25 ms a 10 ms, dosahují maximální hodnoty 39 % a 28 %, tedy jistě i 100 % pokles by byl na této šířce mezery těmito osobami zaznamenán. I celková nejvyšší hodnota ze všech vyšetření dosahuje maximální hodnoty 96 %, ovšem u mezery o šířce pouhých 5 ms, což je velice krátká doba a vyšší práh je předpokládán. Ani tak ale nelze usuzovat na poruchu u dané osoby, neboť hodnoty na ostatních šířkách mezery nabývají hodnot mezi 10 % a 30 %.

Nad daty byla provedena základní regresní analýza s cílem odhalit určitý trend vývoje závislosti prahu detekce poklesu na šířce mezery (viz obr. 5.10). Tento trend byl i nad celkovými daty odhalen jako klesající s regresní křivkou ve tvaru logaritmické či lineární funkce.

Co se týče srovnání s hodnotami získanými v [7], neliší se výsledky nijak

GAP	100 ms	50 ms	25 ms	10 ms	5 ms
průměr	6,32	5,53	6,83	9,27	14,90
medián	5,33	5,33	5,33	8,00	10,00
minimum	0,00	1,33	1,33	1,33	1,33
maximum	25,33	12,00	38,67	28,00	96,00
směrodatná odchylka	4,55	2,81	6,44	5,87	18,12

Tabulka 5.6: Výsledky měření prahu detekce mezery (GAP) [%].



Obrázek 5.10: Vývoj závislosti prahu detekce poklesu intenzity na šířce mezery.

zásadně, vzhledem k tomu, že oba vzorky vyšetření nebyly příliš obsáhlé. Ovšem výsledky získané v této práci pro šířky 25 ms a 10 ms jsou v porovnání s výsledky z práce [7] pro šířku mezery 20 ms ve všech statistických ukazatelích nižší. To může samozřejmě naznačovat, že vzorek jedinců použitý pro tuto práci je z audiologického hlediska zdravější, nebo může být pravděpodobně tento rozdíl způsoben použitím stochastického modelu v této práci, neboť deterministický model neumožňuje překročit hodnotu, na niž byla jednou podána negativní odpověď, a tím pádem budou v tomto případě výsledky vždy horší než u modelu kalkuluujícího s neurčitostí.

## 6 Závěr

V rámci diplomové práce byla provedena analýza relevantních poznatků v oblasti anatomie a fyziologie sluchového ústrojí, poruch sluchu, audiologie a audiometrie. Největší důraz byl kladen na oblast týkající se percepčních poruch sluchu, zejména centrálních, a s tím spojených diferenčně diagnostických nadprahových testů.

Na základě požadavků ORL kliniky Fakultní nemocnice v Plzni byla vyvinuta programová aplikace, která obsahuje prahové a nadprahové subjektivní testy pro vyšetření sluchu tónovou audiometrií a část databázovou.

Prahové testy zahrnují algoritmy pro automatické nalezení odhadu prahu percepce sluchu metodou tónové audiometrie, nadprahové testy pak algoritmy pro stanovení odhadu prahu vnímání poklesu intenzity podnětu pomocí upraveného testu typu GAP-detection [7].

Pro oba typy vyšetření byly použity stochastické algoritmy [10]. Tyto algoritmy předpokládají jistou mírou neurčitosti v maskování podnětu, které zahrnuje dvě složky, maskování vstupu podnětu a maskování zkreslením výstupu. V práci [10] byly tyto algoritmy konstruovány pro prahové audiometrické testy. Cílem této práce pak bylo nově aplikovat tento přístup odhadu prahu vnímání pro testy nadprahové, které se obecně vyznačují větší mírou chybovosti, tj. mírou neurčitosti v maskování vstupu podnětu a zkreslení výstupu, než je tomu u prahových testů. V původní práci [7], na niž tato diplomová práce navazuje, byly použity pro ověřování funkčnosti celého řetězce algoritmy, které vychází z nárůstové a sledovací metody a půlení intervalů, tj. deterministických modelů ve stanovení hodnoty tzv. následujícího podnětu. Právě volba následujícího podnětu na základě minulých stimulací a odezvy pacienta je důležitá pro rychlost a přesnost stanovení odhadu prahu vnímání včetně toho, že respektuje možnou chybovost v subjektivním vjemu a odezvě na podnět.

Jednotlivé modely algoritmu, které jsou v aplikaci implementovány, byly vzájemně porovnány. Jednalo se o deterministický model a stochastický model s rovnoměrným a normálním rozdělením maskování podnětu. Na základě provedeného srovnání vykazaly stochastické modely výrazně přesnější výsledky a robustnost vůči chybovosti vyšetřované osoby než model deterministický. Mezi modely s rovnoměrným a normálním rozdělením maskování podnětu pak pro dané parametry vyšetření nebyly zaznamenány významné rozdíly. Vzhledem k mírně lepším výsledkům při testování a poznatků uvedených v práci [10] byl v dalším praktickém měření a v ověřovacích testech



celé aplikace použít algoritmus s modelem normálního rozdělení maskování podnětu.

Funkčnost systému vyšetření byla otestována během měření prahu percepce sluchu na frekvenci 1 kHz i při detekci prahu vnímání poklesu intenzity podnětu ve spolupráci s 21 zdravými dobrovolníky. Takto získané výsledky měření byly poté analyzovány se zaměřením na posouzení možné závislosti mezi prahem vnímání poklesu intenzity podnětu a jeho šířkou. Tato závislost je zajímavá proto, že použitá metoda GAP-detection je kombinací nadprahových testů typu Lüscher-Zwislocki a RGDT (Random GAP Detection Test) [3, 5]. Získané výsledky potvrdily předpoklad existující nepřímé závislosti mezi velikostí poklesu podnětu a jeho šířkou. Další závěry však není možné s ohledem na omezený počet měření uvádět.

V návaznosti na tuto práci by bylo vhodné zaměřit se na porovnání výsledků systematického vyšetření pacientů s různými poruchami sluchu a zejména pak se sluchovou poruchou centrálního typu. Zajímavým pokračováním by také mohlo být zkoumání doby latence odezvy pacienta v reakci na podnět.

# Přehled zkratek

- ABLB - *Alternate Binaural Loudness Balance Test* - Fowlerova zkouška
- ABR - *Auditory Brainstem Response* - sluchové kmenové potenciály (též BERA)
- AFTR *Auditory Fusion Test Revised*
- AMLB - *Alternate Monoaural Loudness Balance Test* - Regerova zkouška
- AN - auditorní neuropatie
- ATR - *Assessment of Temporal Resolution*
- BERA - *Brainstem Evoked Response Audiometry* - sluchové kmenové potenciály (též ABR)
- BFT - *Binaural Fusion Test*
- CERA - *Cortical Evoked Response Audiometry* - korové potenciály
- DLI - *Difference Limen for Intensity* - diference limen pro intenzitu
- DLT *Difference Level Threshold*
- ERA - *Evoked Response Audiometry* - měření evokovaných potenciálů
- GAP - nejedná se o zkratku, gap = mezera
- GIN - *Gap In Noise*
- HL - *Hearing Level* - hladina intenzity zvuku, relativní míra pro srovnání zvuků dvojí intenzity
- ISI - *Inter Stimulus Interval* - útlum intenzity mezi dvěma podněty
- OAE - otoakustické emise
- RGDT *Random Gap Detection Test*
- SSEP *Steady State Evoked Potentials* - střednědobé evokované potenciály
- SISI - *Short Increment Sensitivity Index*

- SPL - *Sound Pressure Level* - hladina akustického tlaku, relativní míra pro srovnání dvou akustických tlaků, zde také označení pro prahovou hodnotu intenzity [dB] a související typ vyšetření
- TEOAE - transientní otoakustické emise

# Literatura

- [1] BEHRBOHM, H. et al. *Ear, Nose, and Throat Diseases. With Head and Neck Surgery*. Avicenum, 1971.
- [2] BROHM, F. *Praktická audiometrie: [příručka pro střední zdravot. pracovníky]*. Avicenum, 1971.
- [3] HAHN, A. et al. *Otorinolaryngologie a foniatirie v současné praxi*. Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-0529-3.
- [4] KOLLÁR, A. *Audiometrie*. Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1980.
- [5] LEE, J. A Comparison of Four Tests of Temporal Resolution: AFTR, RGDT, BFT and GIN. Diplomová práce, Washington State University, Washington, 2004.
- [6] LEJSKA, M. *Příručka pro praxi: Audiologické odlišení ochleární a retrokochleární nedoslýchavosti*. Česká společnost otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku, 2015. ISBN 978-80-87837-14-6.
- [7] ŠMUCR, Z. Vyšetření sluchu metodou poklesu intenzity podnětu. Diplomová práce, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni, Plzeň, 2017.
- [8] MULUK, N. B. – YALCINKAYA, F. – KEITH, R. W. Random gap detection test and random gap detection test-expanded: Results in children with previous language delay in early childhood. *Auris, nasus, larynx*. Únor 2011, 38, 1, s. 6–13. doi: 10.1016/j.anl.2010.05.007.
- [9] *Nemoc - Pomoc* [online]. [cit. 2019/07/31]. Dostupné z: <http://nemoc-pomoc.cz/orl/oblast-usni/vysetreni-sluchu/audiologicka-vysetreni/audiologicke-nadprahove-testy/>.
- [10] NOVÝ, P. *Úloha řízení při audiometrickém vyšetření prahu percepce*. Doktorská disertační práce, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni, Plzeň, 1999.
- [11] OLEHLA, M. – VĚCHET, V. – OLEHLA, J. *Řešení úloh matematické statistiky ve FORTRANU*. Nadas, 1982.
- [12] OREL, M. – FACOVÁ, V. *Člověk, jeho smysly a svět*. Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-2946-6.

- [13] *Velký lékařský slovník* [online]. Maxdorf, 2019. [cit. 2019/07/24].  
Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/promontorium>.
- [14] RIEČANOVÁ, Z. *Numerické metody a matematická statistika*. Alfa, 1987.
- [15] SEDLÁČEK, K. *Základy audiologie*. Státní zdravotnické nakladatelství, 1956.
- [16] SLOUKA, D. et al. *Otorinolaryngologie*. Galén, 2018. ISBN 978-80-7492-391-3.
- [17] STŘECHOVÁ, D. Výsledky screeningu sluchu po 6 letech. Diplomová práce, Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, České Budějovice, 2007.
- [18] TICHÝ, S. et al. *Otorinolaryngologie*. Avicenum, 1983.
- [19] YALCINKAYA, F. et al. Random Gap Detection Test and Random Gap Detection Test-Expanded results in children with auditory neuropathy. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. Zář 2009, 73, 11, s. 1558–1563. doi: 10.1016/j.ijporl.2009.07.024.
- [20] ZILLIOTTO DIAS, K. – JUTRAS, B. – OLSZANSKI ACRANI, L. I. a. P. Random Gap Detection Test (RGDT) performance of individuals with central auditory processing disorders from 5 to 25 years of age. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. Únor 2012, 2, 11, s. 174–178. doi: 10.1016/j.ijporl.2011.10.022.

# A Instalační a uživatelská příručka

Program je určen pro správu dat pacientů a spouštění a archivaci audiometrických vyšetření.

## A.1 Systémové požadavky

- Hardware
  - Stolní počítač typu PC nebo notebook
  - Operační paměť min. 4 GB
  - Místo na disku min. 1,5 GB
  - Monitor s rozlišením optimálně Full HD (1920x1080)
  - Zvuková deska
  - Audiometrické tlačítko (možno nahradit stiskem klávesy Enter)
  - Sluchátka
- Software
  - Operační systém Microsoft Windows XP SP3, Windows 7 a vyšší (32- nebo 64-bitový)
  - .NET Framework 2.0 a vyšší
  - Microsoft Office 2007 Professional (sada obsahující ms Access) a vyšší (32-bitová verze) nebo
  - Microsoft Access 2007 Runtime a vyšší (bezplatná instalace)

## A.2 Instalační příručka

Program se skládá ze dvou částí:

- databázová aplikace `AudiometerWithGAPDetection_DbApp` v prostředí *MS Access* pro správu dat pacientů a archivaci měření
- program `AudiometerWithGAPDetection` pro vlastní audiometrická vyšetření

## Instalace programu

Program `AudiometerWithGAPDetection` se instaluje pouhým zkopírováním adresáře `AudiometerWithGAPDetection` z instalačního DVD na cílový disk. Vznikne tedy např. adresář `C:\AudiometerWithGAPDetection`<sup>1</sup>.

## Instalace databázové aplikace

Databázová aplikace `AudiometerWithGAPDetection_DbApp` potřebuje mít pro svůj běh instalovánu<sup>2</sup> sadu kancelářských programů *Microsoft Office Professional* obsahující součást *MS Access* verze 2007 a vyšší ve verzi 32 bitů. Pokud tato placená verze není k dispozici, je možno ji nahradit instalací bezplatné *runtime* verze *MS Access*. Runtime verze je volně ke stažení na stránkách firmy *Microsoft*<sup>3</sup>.

- Prvním krokem je zkopírování adresáře `AudiometerWithGAPDetection_DbApp` z instalačního DVD na cílový disk. Vznikne tedy např. adresář `C:\AudiometerWithGAPDetection_DbApp`.
- Pak je třeba vytvořit vazbu databázové aplikace na program `AudiometerWithGAPDetection` editací souboru `C:\AudiometerWithGAPDetection_DbApp\AudiometerWithGAPDetection_DbApp.ini`.
- Následující tři položky `.ini` souboru je třeba nastavit podle aktuálních použitých adresářů, např. na  
`ResultsFolder_SPL_txt = "C:\AudiometerWithGAPDetection\ResultsFolder_SPL_png="C:\AudiometerWithGAPDetection\  
AudiometerWithGAPDetection_ExeFile = "C:\AudiometerWithGAPDetection\AudiometerWithGAPDetection.exe"`
- Ve stejném `.ini` souboru je nutno upravit ještě následující položku, která umožňuje umístit soubor s daty databázové aplikace odděleně např. na sdílený zálohovaný adresář serveru (zde ponechán přímo v cílovém adresáři):  
`DataTablesConnectionString=";DATABASE=C:\AudiometerWithGAPDetection_DbApp\AudiometerWithGAPDetection_DbApp_Data.accdb"`

---

<sup>1</sup>Pro umístění na uvedenou cestu je třeba účet s oprávněním správce. Pokud účet toto oprávnění nemá, je třeba zvolit jiný, uživatelsky přístupný adresář.

<sup>2</sup>Pro instalaci *MS Access* je třeba účet s oprávněním správce.

<sup>3</sup>např. verze 2010 na <https://www.microsoft.com/cs-cz/download/details.aspx?id=10910>

## Vytvoření zástupce

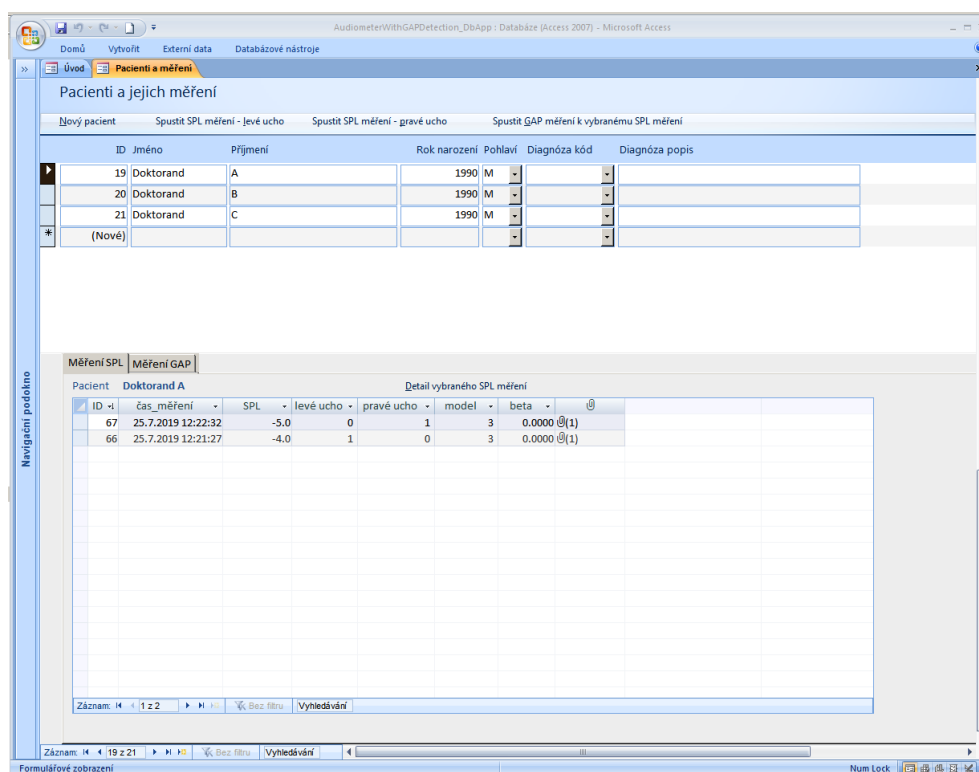
Nakonec je vhodné např. na ploše vytvořit zástupce pro spouštění databázové aplikace. Jako parametr Cíl zástupce je třeba uvést:

```
"C:\Program Files (x86)\Microsoft Office\Office12\ msACCESS.-  
EXE"C:\AudiometerWithGAPDetection_DbApp\AudiometerWithGAP-  
Detection_DbApp.accdb"/runtime /x ZobrazitZakladniForm
```

Uvedený adresář Office12 je pro *MS Access* verze 2007. Pro *MS Access* 2010 je název adresáře Office14, atd.

## A.3 Uživatelská příručka

Program se spouští pomocí zástupce vytvořeného při instalaci. Pomocí tlačítka *Seznam pacientů, spouštění měření a zobrazení výsledků* na úvodní obrazovce se otevře seznam pacientů se záznamy o jejich vyšetřeních (viz obr. A.1).



Obrázek A.1: Pacienti a jejich měření.

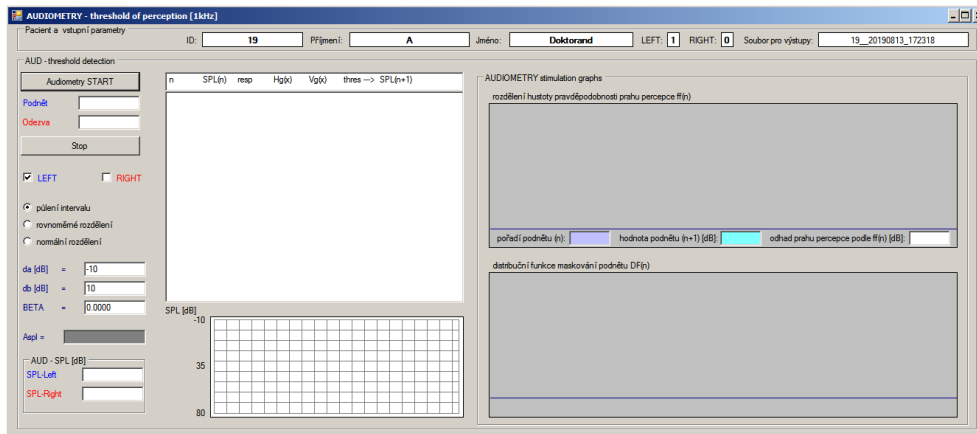
Uživatel nejprve zavede do databáze nového pacienta stiskem tlačítka



*Nový pacient* a vyplní údaje o pacientovi. Nutné položky jsou jméno a příjmení.

Dalším krokem je spuštění měření parametru SPL. Spouští se tlačítkem *Spustit SPL měření - levé ucho* nebo *Spustit SPL měření - pravé ucho*.

Stiskem tlačítka se spustí program pro měření parametru SPL (viz obr. A.2).



Obrázek A.2: Měření SPL.

Program je připraven k měření. V záhlaví je zobrazena identifikace pacienta a pro které ucho se bude měření provádět. Je uveden také název souboru, který bude použit pro vrácení parametrů měření do databázové aplikace k archivaci.

Uživatel programu může dále zvolit model maskovací funkce (půlení intervalu, rovnoměrné rozdělení a normální rozdělení), případně další parametry  $da$ ,  $db$  a  $BETA$ .

Stiskem tlačítka *Audiometry START* začne měření. Program generuje a přehrává podněty pro pacienta v jednotlivých krocích v závislosti na reakci pacienta - stiskl, nebo nestiskl tlačítko pro odezvu.

Měření skončí po 10 podnětech nebo je možno měření ukončit po menším počtu kroků stiskem tlačítka *STOP*.

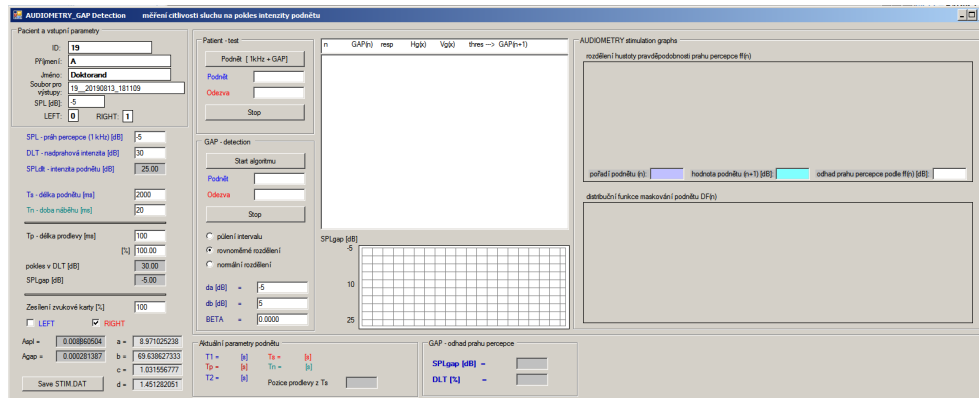
Zavřením okna programu se řízení vrátí do databázové aplikace a parametry měření jsou uloženy do databáze. Nové měření se objeví v seznamu *Měření SPL*. Po výběru záznamu s měřením SPL je možno stiskem tlačítka *Detail vybraného SPL měření* zobrazit průběh měření po jednotlivých krocích. Viz obr. A.3.

Po zavření okna *Detail průběhu měření SPL* je možno spustit měření SPL pro druhé ucho vybraného pacienta. Pokud jsou k dispozici měření parametru SPL, je možno přistoupit k měření parametru GAP (parametr SPL je vstupním parametrem pro měření GAP).

MereniSPLKrokyForm							
Detail průběhu měření SPL							
n	SPL(n) [dB]	resp	Hg(x)	Vg(x)	thres [dB]	SPL(n+1) [dB]	
			4.19	26.07	34.8	35	
1	35	1	3.31	13.32	12.4	10	
2	10	1	2.31	6.43	0	0	
3	0	1	1.59	3.89	-4.8	-5	
4	-5	0	1.67	3.72	-2.6	0	
5	0	1	1.44	3.11	-3.8	-5	
6	-5	1	1.12	2.5	-5.8	-5	
7	-5	1	0.88	2.12	-6.8	-5	
8	-5	1	0.68	1.85	-7.4	-5	
9	-5	1	0.53	1.65	-7.6	-10	
10	-10	0	0.58	1.69	-7.6		

Obrázek A.3: Detail průběhu měření SPL.

Měření GAP se spouští tak, že se nejprve v seznamu SPL měření vybere výsledné / platné / nejlepší měření pro levé nebo pravé ucho daného pacienta, a pak se stiskne tlačítko *Spustit GAP měření k vybranému SPL měření*. Zobrazí se okno programu pro GAP měření. Viz obr. A.4.



Obrázek A.4: Měření GAP

Program je připraven k měření. V levém horním rohu je zobrazena identifikace pacienta, hodnota SPL a pro které ucho se bude měření provádět. Je uveden také název souboru, který bude použit pro vrácení parametrů měření do databázové aplikace k archivaci.

Při startu programu byly načteny parametry měření naposledy uložené stiskem tlačítka *Save STIM.DAT*. Uživatel může některé parametry změnit, případně je i uložit do souboru stiskem tlačítka *Save STIM.DAT*.

Některé parametry může uživatel měnit.

Tlačítko *Podnět [1kHz + GAP]* slouží pro demonstraci nebo na nacvičení

reakce pacienta ještě před započítáním vlastního měření (pokud je to nutné).

Stiskem tlačítka *Start algoritmu* začne měření. Program generuje a přehrává podněty pro pacienta v jednotlivých krocích v závislosti na reakci pacienta - stiskl, nebo nestiskl tlačítko pro odezvu.

Měření skončí po 20 krocích / podnětech nebo je možno měření ukončit po menším počtu kroků stiskem tlačítka *Stop* v sekci *GAP detection*.

Zavřením okna programu se řízení vrátí do databázové aplikace a parametry měření jsou uloženy do databáze. Nové měření se objeví v seznamu *Měření GAP*. Po výběru záznamu s měřením GAP je možno stiskem tlačítka *Detail vybraného GAP měření* zobrazit průběh měření po jednotlivých krocích.

## B Struktura přiloženého CD

- program\ - složka s programem (instalační a vývojová verze)
- tex\ - složka se zdrojovými soubory textu
- DP\_A16N0089P.pdf - text práce
- P\_A16N0089P.pdf - poster