

Pavel Nový

Úloha řízení při audiometrickém vyšetření prahu percepce

obor

Kybernetika

Autoreferát disertační práce

k získání akademicko – vědeckého titulu doktora

Plzeň, 23.8.1999

Disertační práce byla vypracována v externím doktorandském studiu na katedře kybernetiky FAV ZČU.

Uchazeč : Ing. Pavel Nový
 odborný asistent
 Katedra informatiky a výpočetní techniky
 Fakulta aplikovaných věd ZČU
 Univerzitní 22, Plzeň 306 14

Školitel : Doc. Ing. Jiří Melichar, CSc.
 Katedra kybernetiky FAV ZČU

Oponenti : Doc. Ing. Vladimír Eck, CSc., FEL ČVUT Praha
 Doc. Ing. Petr Vysoký, CSc., FD ČVUT Praha

S disertační prací je možno se seznámit v oddělení pro vědeckou výchovu ZČU v Plzni, Univerzitní 8.

Prof. Ing. Pavel Žampa, CSc.
předseda oborové rady
Kybernetika

1. Úvod

Audiologie je vědní obor, který se zabývá studiem normálního i poškozeného sluchu a díky svému rozsahu zahrnuje kromě lékařských disciplín také disciplíny technické a matematické. S rozvojem elektroakustických vyšetřovacích metod sluchu, které obecně nazýváme *audiometrie*, se rozšiřují možnosti zpřesňování funkční diagnostiky sluchového orgánu.

Jedním z nejpoužívanějších audiometrických vyšetření je *prahová tónová audiometrie*, kterou řadíme mezi aktivní prahové vyšetřovací metody smyslových orgánů. Tyto metody patří do kategorie úloh, které mají charakter *experimentu*. Jsou založené na aktivním působení na zkoumaný objekt definovaným vstupním podnětem (*stimulace*) za současného sledování odezvy objektu. Cílem prahových metod je nalezení *prahu percepce*, který je objektivní vlastností zkoumaného objektu. Práh percepce nezávisí na velikosti a maskování podnětu a nelze jej přímo měřit. Proto je hodnota prahu *odhadována nepřímou*. *Odhadem prahu percepce* je taková minimální hodnota vstupního podnětu, při které zkoumaný objekt vstupní podnět ještě vnímá a je schopen na něj pozitivně reagovat. Pro prahové metody je charakteristické, že odezva na podnět je alternativní a nabývá pouze jedné ze dvou možných hodnot. Pozitivní odezva v případě *prahové tónové audiometrie* je příznakem registrace podnětu vyšetřovanou osobou jako zvukového vjemu. Negativní odezva znamená, že vyšetřovaná osoba podnět neregistruje a zvuk tónu tedy nevnímá.

Tyto jednotlivé opakující se úkony stimulace a sledování odezvy budeme nazývat *elementární experimenty*. Realizace posloupnosti elementárních experimentů, která vede na odhad prahu percepce, je prahovou vyšetřovací metodou a budeme ji chápat jako *složený experiment*. Pro rychlost, s jakou odhadu prahu dosáhneme, je rozhodující pořadí realizovaných elementárních experimentů. Operace, která rozhoduje o pořadí elementárních experimentů, se nazývá *volba následujícího podnětu* a je základní úlohou řízení vyšetření prahu percepce.

Tato práce se zabývá obecně *úlohou řízení* vyšetření prahu percepce a praktickou aplikací obecných principů řízení na vyšetření sluchového orgánu metodou *prahové tónové audiometrie*. Toto audiometrické vyšetření prahu sluchu je *subjektivní vyšetřovací metodou*, ve které se významně projevuje vliv subjektu *vyšetřované osoby* společně s možným působením subjektu *vyšetřující osoby*.

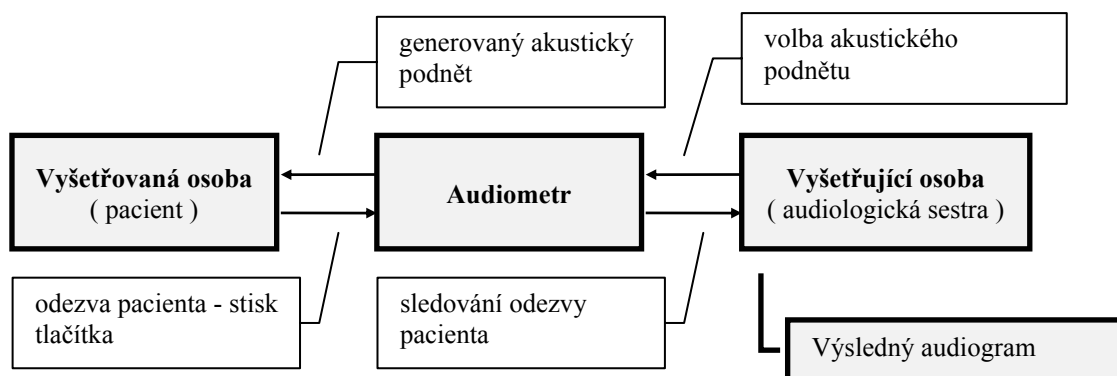
Pokud se podíváme do historie audiometrických vyšetřovacích metod, je právě odstraňování nebo alespoň částečná eliminace subjektivních vlivů jedním z hlavních témat v oboru audiometrie. Problém vlivu subjektu *vyšetřující osoby* je částečně řešen obecně platnými předpisy a doporučenými postupy pro vyšetření sluchu a tréninkem audiologické sestry, [3, 5, 19]. Vliv subjektu *vyšetřované osoby* řeší soubor metod *objektivní tónové audiometrie*. K nejpoužívanějším objektivním metodám patří vyšetření ERA (Electric Response Audiometry), které je založené na principu snímání biopotenciálů mozku, [23, 38]. Pokud ale provedeme srovnání metody prahové tónové audiometrie a ERA, je vyšetření objektivní audiometrií časově mnohem náročnější a vyžaduje vysoce kvalifikovanou vyšetřující osobu. Kromě toho je pořízení takového technického vybavení včetně údržby velmi nákladné. Proto v běžné praxi výrazně převládá subjektivní audiometrické vyšetření prahu percepce čistými tóny.

Na bázi tohoto typu klasického audiometrického vyšetření prahu percepce čistým tónem je ve spolupráci s ORL klinikou FN LFUK v Plzni budován program pro *zpřesňování funkční diagnostiky* sluchového orgánu. Do tohoto uceleného programu zahrnujeme automatické řízení procesu nalezení odhadu prahu percepce a *objektivizaci* výsledků vyšetření. Pro objektivizaci výsledků se používají údaje měřené během vlastního vyšetření a sestavené do charakteristik typu : *statistický audiogram, průběh vyšetření prahu, entropie vyšetření prahu, prahová charakteristika, charakteristika doby latence, Fowlerův test,* , (obr. 1.).

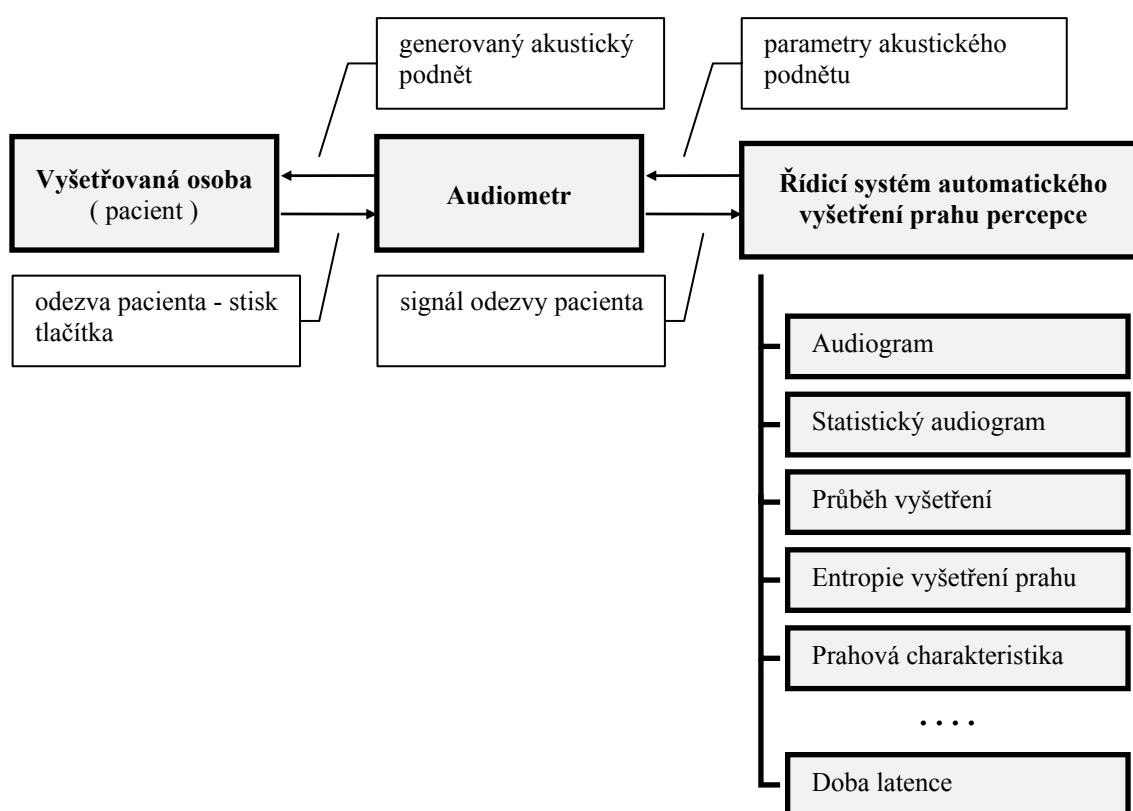
Disertační práce je svým tématem součástí programu pro zpřesňování funkční diagnostiky sluchového orgánu. Cílem práce je návrh a realizace řídicího systému automatického vyšetření prahu percepce. Tento cíl je možné stručně shrnout do následujících bodů :

- provést analýzu vyšetření prahu percepce a zobecnění úlohy řízení experimentu, formulovat obecnou úlohu řízení experimentu;
- navrhnout model prahové soustavy, který bude pro účely diagnostiky sluchového orgánu vycházet z audiometrického vyšetření čistými tóny;
- navrhnout a realizovat implementaci algoritmu pro automatické vyšetření prahu percepce a tento algoritmus ověřit v klinické praxi.

A)



B)



Obr.1. Schéma vyšetření prahu percepce subjektivní tónovou audiometrií.

Část A) : Vyšetření audiometrem s ručním ovládáním, které zahrnuje vliv subjektu *vyšetřované* a *vyšetřující osoby*.

Část B) : Vyšetření audiometrem řízeným počítačem s algoritmem, který odstraňuje subjektivní vliv *vyšetřující osoby* a *objektivizuje* výsledky vyšetření pomocí naměřených charakteristik (statistický audiogram, záznam průběhu vyšetření, entropie vyšetření prahu, prahová charakteristika, charakteristika doby latence, ...).

2. Přehled používaných metod

Úloha nalezení odhadu prahu percepce metodou subjektivní tónové audiometrie má obecnější význam a týká se celé třídy úloh založených na řízení experimentu, je typická pro biologii a speciálně pro fyziologii a klinickou medicínu. Lze ji formulovat jako *obecnou úlohu řízení experimentu*, resp. *řízení vyšetření prahu percepce*. Protože jsou obecné principy této úlohy řízení experimentu aplikovány na vyšetření sluchu, je *popis stavu řešené problematiky* orientován na přehled základních metod a postupů vyšetření sluchu prahovou tónovou audiometrií používaných v klinické praxi.

Postupy pro stanovení odhadu prahu percepce se během let vyvíjely současně s vývojem audiometrů. V řadě publikací, např. [1, 3, 5, 19, 23, 25 a 37], se s postupem let objevují doporučené postupy pro vyšetření prahu pomocí *ručně ovládaného audiometru*.

2.1 Vyšetření ručně ovládaným audiometrem

Mezinárodní norma ISO 8253, viz [3], stanovuje požadavky a postupy pro základní audiometrická měření, při nichž je vyšetřovaná osoba (*pacient*) měřena čistými tóny. V normě jsou popsány dvě základní metody měření bez maskování s *ručně ovládaným audiometrem*, které se v další literatuře objevují v různých modifikacích a pod různými názvy. Při bližším studiu zjistíme, že jsou také základem většiny algoritmů pro *automatické* nalezení prahu.

Pro popis a vysvětlení jednotlivých metod vyšetření zavedeme značení :

- s je hodnota intenzity akustického podnětu [dB],
- h je odhadovaná hodnota prahu percepce [dB],
- $y = 1$ je pozitivní odezva pacienta,
- $y = 0$ je negativní odezva pacienta a pro odezvu obecně platí, že $y \in \{ 0, 1 \}$.

2.1.1 Nárůstová metoda

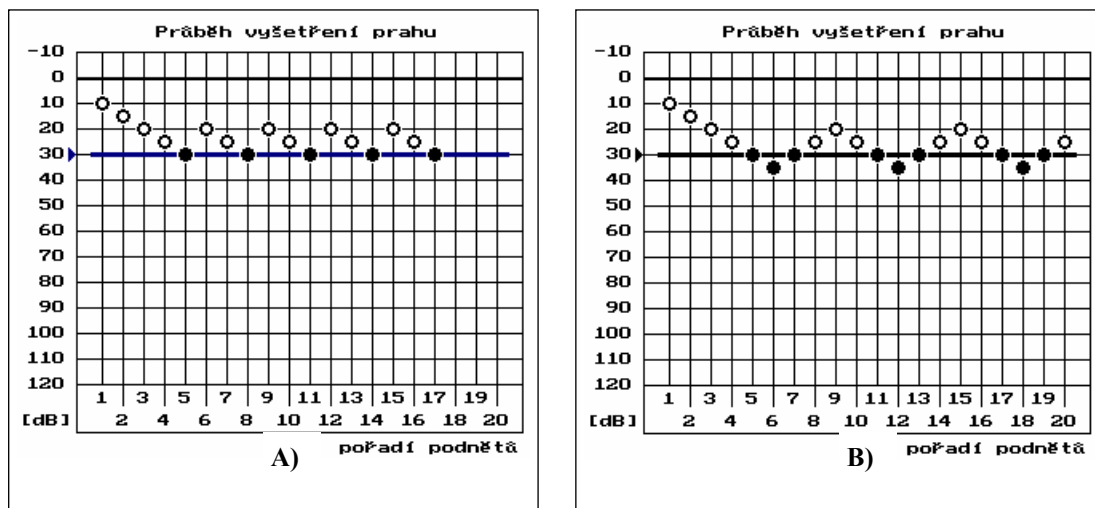
Nárůstová metoda obsahuje pouze posloupnosti vzestupných intenzit podnětů, tzv. *nárůsty*, s definovaným krokem. Po dosažení pozitivní odpovědi pacienta následuje skokový pokles na počáteční podprahovou intenzitu podnětu a opakuje se další nárůst. Pro vyšetření prahu percepce, jednu měřenou frekvenci a vyšetřovanou stranu, (obr. 2., část A), platí následující algoritmus :

- 1) nastavíme počáteční intenzitu podnětu na *podprahovou* hodnotu, tj. na intenzitu o 10 dB nižší než je předpokládaná hodnota prahu;
- 2) postupně zvyšujeme intenzitu podnětu s krokem +5 dB dokud platí, že $y = 0$;
- 3) od takové intenzity podnětu, pro kterou platí $y = 1$, snižujeme postupně intenzitu s krokem 10 dB dokud nenastane odezva $y = 0$; potom opakujeme krok 2);
- 4) kroky 2) a 3) opakujeme dokud se neobjeví tři pozitivní odpovědi na stejné minimální hodnotě intenzity podnětu při maximálně pěti nárůstech; pokud není tato podmínka „3 z 5“ splněna, zvýší se intenzita podnětu o +10 dB nad hodnotu poslední pozitivní odezvy a celá měřicí procedura „3 z 5“ se opakuje od kroku 2);
- 5) výpočet hodnoty prahu provedeme tak, že nalezneme nejnižší hladinu, na které se objevila pozitivní odezva ve více než polovině nárůstů; pokud nejnižší naměřené intenzity podnětů, při kterých nastala pozitivní odezva, kolísají o více než 10 dB, musí být měření považováno za nespolehlivé a musí se pro danou frekvenci a vyšetřovanou stranu opakovat.

2.1.2 Sledovací metoda

U *sledovací metody* mají měřicí podněty jak vzestupné intenzity (*nárůsty*) tak sestupné intenzity (*poklesy*) s definovaným krokem, které jsou ohraničené pozitivní a negativní odezvou pacienta. Pro vyšetření prahu percepce *sledovací* metodou pro jednu frekvenci a vyšetřovanou stranu, (obr. 2., část B), platí podle ISO 8253-1 algoritmus :

- 1) nastavíme počáteční intenzitu podnětu na *podprahovou* hodnotu, tj. na intenzitu o 10 dB nižší než je předpokládaná hodnota prahu;
- 2) postupně zvyšujeme intenzitu podnětu s krokem +5 dB dokud platí, že $y = 0$;
- 3) jestliže nastane takový případ, že pro odezvu na podnět platí $y = 1$, zvýšíme ještě intenzitu podnětu o +5 dB a ten realizujeme; pak postupně snižujeme intenzitu s krokem –5 dB dokud nenastane odezva $y = 0$; intenzitu snížíme ještě o –5 dB a pokračujeme krokem 2) ;
- 4) kroky 2) a 3) opakujeme dokud nejsou uskutečněny 3 nárůsty a 3 poklesy; to odpovídá realizaci úplné *sledovací* metody;
- 5) pro výpočet hodnoty prahu platí pravidlo :
 - a) vypočítáme průměrnou nejnižší intenzitu podnětů, na kterých se objevily pozitivní odezvy při všech realizovaných nárůstech;
 - b) vypočítáme průměrnou nejnižší intenzitu podnětů, na kterých se objevily pozitivní odezvy pro všechny realizované poklesy;
 - c) stanovíme průměrnou hodnotu těchto dvou průměrů a zaokrouhlíme na celé jednotky [dB], popř. podle kroku audiometru na 5 dB.



Obr. 2. Základní průběhy vyšetření prahu *nárůstovou* a *sledovací* metodou.

Část A) : *nárůstová metoda* s úplnou realizací všech 5 nárůstů.

Část B) : *sledovací metoda* s úplnou realizací 3 nárůstů a 3 poklesů.

Předpoklady : práh sluchu $h = 30$ dB, pro odezvu pacienta y necht' platí

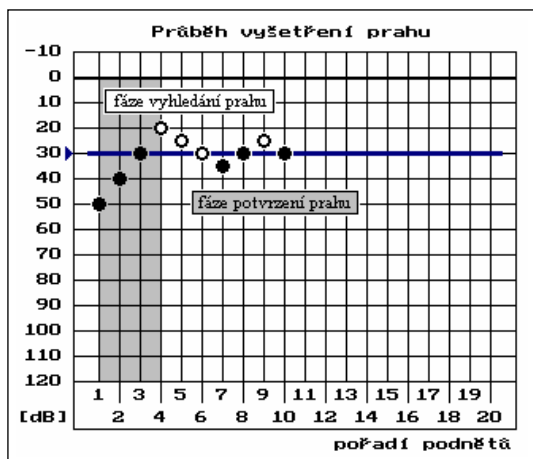
$y = 1 \Leftrightarrow s \geq h$ a $y = 0 \Leftrightarrow s < h$, tj. předpokládáme, že platí ideální případ bez neurčitosti v odezvě.

Použité symboly : ○ = *negativní odezva*, ● = *pozitivní odezva*.

2.1.3 Ruční vyšetření prahu v klinické praxi

Shrneme-li poznatky z doporučovaných postupů vyšetření prahu percepce *audiometrem* s *ručním ovládáním*, [1, 5, 19, 23, 37], můžeme konstatovat :

- audiometrie je obecně subjektivní zkouškou sluchu a vyšetřující osoba (*audiologická sestra*) je jedním ze *subjektů*, který ovlivňuje výsledek vyšetření volbou posloupnosti podnětů, jejich počtem a pořadím, vyhodnocením odpovědí pacienta a určením odhadu prahu percepce; řada těchto subjektivních vlivů je podvědomá;
- pozorováním průběhu vyšetření a rozbořem doporučovaných postupů identifikujeme dvě fáze ve vyšetření prahu; první je fáze *vyhledání prahu*, která slouží pro přiblížení k odhadovanému prahu, druhá je fáze *potvrzení prahu*, tj. posloupnost podnětů a odezev sloužících pro ověření odhadu prahu, (obr. 3.);
- v dostupné literatuře se objevují postupy vyšetření, které explicitně nerozlišují metody *nárůstovou* a *sledovací* doporučované normou ISO 8253; postup vyšetření má charakter úlohy sledování prahu; vyhodnocení odhadu prahu a *stop podmínka* jsou pak odvozeny od metody nárůstové podle pravidla „2 ze 3“ nebo „3 z 5“.



Obr. 3. Zobrazení průběhu vyšetření s fází *vyhledání* a fází *potvrzení* prahu.

Předpoklady : práh $h = 30\text{dB}$, vyšetření od nadprahových hodnot, neurčitost v odezvě pacienta.

Popisy : fáze přiblížení k prahu $\approx$ *vyhledání prahu* (oblast s výplní),
fáze ověření odhadu prahu $\approx$ *potvrzení prahu* (odezvy na podněty v pořadí 5 - 10).

Použité symboly :

○ = *negativní odezva*, ● = *pozitivní odezva*.

2.2 Algoritmy pro automatické nalezení prahu

Obecné předpoklady plynoucí z normy ISO 8253-1, které se týkají vyšetření sluchu pomocí *audiometru řízeného počítačem*, můžeme shrnout do následujících bodů :

- naprogramování a funkce *audiometrických přístrojů řízených počítačem* musí být takové, aby dosahované výsledky byly shodné s výsledky získanými metodami ručního vyšetření uvedenými v ISO 8253-1;
- metody a postupy uvedené v ISO 8253-1 jsou použitelné pro většinu dospělé a dětské populace; mohou se ale používat i jiné postupy, které budou poskytovat výsledky ekvivalentní výsledkům získaným podle této normy; pro velmi mladé, staré a nemocné lidi jsou pravděpodobně nezbytné určité úpravy doporučených postupů;
- vzhledem k únavě *pacienta* nesmí doba měření překročit 20 minut; měřicí tón (*podnět*) je spojitý a jeho délka trvání musí být od 1 s do 2 s; interval mezi jednotlivými tóny se může měnit, ale nesmí být kratší než doba trvání tónu.

Audiometry *řízené počítačem* umožňují podle typu a vybavení v zásadě dva způsoby realizace algoritmu pro nalezení odhadu prahu percepce :

- *Interní funkce* audiometrů *AutoThreshold* je u všech dostupných zařízení realizována pomocí testu *Hughson Westlake*, [6, 7, 9]. Tento test je v literatuře popisován jako automatický postup pro vyšetření čistými tóny podle ISO 8253. Popis algoritmu a výsledky jeho testování ukazují, že se jedná o implementaci *nárůstové metody* podle normy [3]. V jednotlivých realizacích se pak algoritmy liší ve *fázi přiblížení* k prahu (podle počáteční intenzity podnětu, ze které algoritmus *startuje*) a ve *fázi potvrzení*, resp. ukončení a vyhodnocení odhadu prahu (podle pravidla „2 ze 3“ nebo „3 z 5“).
- *Externí řídicí algoritmy* pro připojený řídicí počítač dodávané s audiometry nebo publikované v dostupné literatuře jsou vybaveny *Hughson Westlake* testem v jeho různých modifikacích, [1, 4].

3. Úloha řízení experimentu

Z vlastností prahových vyšetřovacích metod plyne, že můžeme tyto metody považovat za *experimenty*. Dále víme, že vyšetření je realizováno posloupností opakujících se úkonů, které nazýváme *elementární experimenty*. Během elementárního experimentu dochází v našem pojetí postupně ke *stimulaci* sluchového orgánu akustickým podnětem a následnému *sledování* a *hodnocení odezvy* pacienta, [30]. Podle odezvy pacienta zjistíme zda byl realizovaný podnět pacientem vnímán jako *nadprahový* nebo *podprahový*. Protože nemůžeme práh percepce měřit přímo, budeme jeho hodnotu lokalizovat v určitém intervalu realizací posloupnosti elementárních experimentů. Vzniklá množina elementárních experimentů bude uspořádána tak, aby byla nalezena minimální intenzita podnětu, kterou ještě pacient vnímá jako tón a pozitivně na tento vjem reaguje. Tato minimální intenzita podnětu bude *odhadem prahu percepce*. Uspořádanou množinu elementárních experimentů budeme nazývat *složeným experimentem*.

Cílem je nalezení odhadu prahu percepce řízením experimentu ve smyslu *volby následujícího podnětu* tak, aby bylo minimalizováno kritérium optimality. Kritériem optimality nechť je počet elementárních experimentů nutných pro nalezení odhadu prahu percepce při respektování neurčitosti v odezvě pacienta.

3.1 Elementární experiment

Elementární experiment budeme uvažovat jako tři na sebe navazující fáze : *stimulace*, *sledování odezvy* a *hodnocení odezvy*.

- *Stimulace* sluchového orgánu je v případě tónové audiometrie realizována *akustickými podněty*. Fyziologická omezení a jednotlivé metody vyšetření pak definují množinu *přípustných akustických podnětů* S_0 a množinu *použitelných akustických podnětů* $S \subseteq S_0$. Množinu S_0 budeme v nejobecnějším případě definovat jako kartézský součin uspořádané množiny intenzity podnětů :

$$I_0 = \{ i_1, \dots, i_m \}, \quad i_k \in I_0, \quad k = 1, \dots, m, \quad (1)$$

a uspořádané množiny frekvencí tónů :

$$F_0 = \{ f_1, \dots, f_v \}, \quad f_j \in F_0, \quad j = 1, \dots, v, \quad (2)$$

tak, že platí : $S_0 = I_0 \times F_0$. (3)

Podnětem necht' je v našem případě dvojice :

$$s_{k,j} = (i_k, f_j), \quad s_{k,j} \in S_0, \quad \text{kde } j = 1, \dots, v \text{ a } k = 1, \dots, m. \quad (4)$$

Protože práh percepce hledáme vždy pro konstantní frekvenci $f_j \in F$, můžeme množinu S dekomponovat podle jednotlivých frekvencí na množiny S_j :

$$S = \bigcup_{j=1}^v S_j, \quad \text{kde } S_j \text{ jsou disjunktní množiny pro všechny frekvence } j = 1, \dots, v.$$

Pro S_j dále platí : $S_j \subseteq I \times \{f_j\}$, kde $I \subseteq I_0$ je množina použitelných intenzit. Akustický podnět patřící do množiny použitelných podnětů pro danou frekvenci pak označíme s_k s tím, že se jedná o dvojici $s_k = (i_k, f_j)$ pro kterou platí :

$$S_j = \{s_1, \dots, s_{w_j} / w_j \leq m\}, \quad \text{kde } w_j \text{ je počet použitelných intenzit pro } f_j. \quad (5)$$

$$s_k \in S_j \subset S. \quad (6)$$

- *Sledování odezvy* pacienta chápeme jako *vjem* zvuku ve vyšetřovaném uchu, který je zpracován a vyhodnocen centrální nervovou soustavou. Tento *vjem* je sledován dvěma způsoby. V prvním případě se jedná o sledování odezvy přímo pacientem samotným, odezva je závislá na subjektivním vjemu pacienta (*subjektivní metody* vyšetření). Druhou metodou je sledování odezvy na základě poznatků experimentální fyziologie (snímání *biopotenciálů mozku*) bez přímé spolupráce pacienta (*objektivní metody* vyšetření).

- *Hodnocení odezvy* je prováděno buď pacientem nebo vyšetřujícím personálem a vždy se jedná o hodnocení subjektivní. V dalším textu je diskutována pouze *subjektivní metoda*, která je v praxi značně rozšířená.

Odezva na podnět $s_k \in S_j$ má alternativní rozdělení pravděpodobnosti a je reprezentována náhodnou proměnnou y . Realizace r náhodné proměnné y pak bude patřit svými hodnotami do množiny Y možných *odezev pacienta* a platí :

$$Y = \{0, 1\}, \quad r \in Y. \quad (7)$$

Pro zjednodušení nebudeme dále formálně odlišovat identifikaci náhodné proměnné y a její realizaci r a použijeme pro odezvu zápis.

$$\text{Pro } \forall y \in Y = \{0, 1\} \text{ necht' platí :} \quad (8)$$

$y = 0 \Rightarrow$ *negativní odezva pacienta,*

$y = 1 \Rightarrow$ *pozitivní odezva pacienta.*

3.2 Obecná úloha řízení experimentu

Obecnou úlohu řízení experimentu budeme chápat jako úlohu generování (*volby*) následujícího podnětu, tj. realizaci elementárního experimentu tak, abychom minimalizovali kritérium optimality. Kritériem optimality nechť je počet elementárních experimentů nutných pro zjištění odhadu prahu percepce. Úloha řízení takového experimentu vychází z následujících předpokladů :

- hodnota prahu percepce je veličina, kterou není možné měřit přímo, ale pouze odhadovat nepřímým testováním, zda je realizovaný podnět nadprahový nebo podprahový,
- výsledek experimentu nabývá dvou hodnot a má alternativní rozdělení pravděpodobnosti,
- cílem je realizace minimálního počtu elementárních experimentů tak, aby se s každým realizovaným elementárním experimentem snižovala, pokud to lze, *neurčitost složeného experimentu*, tj. *neurčitost odhadu prahu percepce*.

Entropie jako míra *neurčitosti experimentu* je definována :

$$H(X) = - \sum_{x \in X} p(x) \lg_2 p(x), \quad (9)$$

kde X je diskrétní náhodná proměnná jevu experimentu a dále platí, že :

$p(x) = P[X = x]$ a $x \in \mathbf{X}$, kde $\mathbf{X}$ je abeceda a x je realizace náhodné proměnné X .

Pro účely odvozování řízení experimentu a dále pro model prahové soustavy nechť platí následující konvence :

- pro jev identifikované hodnoty prahu budeme používat :
 h je náhodná proměnná prahu percepce, která bude jevem identifikované hodnoty prahu, pro kterou *zjednodušeně* píšeme, že platí $h \in S_j$, resp. $h \in S$,
 S_j je abeceda jevu identifikované hodnoty prahu, která je reprezentována množinou *použitelných podnětů*, v případě audiometrie je to množina použitelných akustických podnětů, ve zkratce $S_j \equiv S$,
 s_k nechť je realizace náhodné proměnné prahu percepce h , pro kterou budeme psát $s_k \in S_j$ a zjednodušeně pro $s_k \equiv s$ také použijeme $s \in S$.

Potom $H(h)$ je entropie identifikované hodnoty prahu, vyplývající ze *složeného experimentu*. Dále platí, že : $p(s) = P[h = s]$, kde $s \in S$, S je abeceda, h je náhodná proměnná a s je realizace h . Zjednodušeně pak definujeme entropii $H(h)$:

$$H(h) = - \sum_{h \in S} p(h) \lg_2 p(h) \stackrel{\Delta}{=} H(S). \quad (10)$$

- pro jev výsledku elementárního nebo složeného experimentu nechť platí :
 y je náhodná proměnná výsledku experimentu, která má alternativní rozdělení pravděpodobnosti a píšeme, že $y \in Y = \{0,1\}$, vztahy (7) a (8),
 Y je abeceda jevu výsledku experimentu a je reprezentována množinou možných odezev $Y = \{0,1\}$,
 r nechť je realizace náhodné proměnné výsledku experimentu y , $r \in \{0,1\}$.

Potom $H(y)$ je úplná entropie výsledku experimentu a platí : $p(r) = P[y=r]$, kde $r \in Y$, Y je abeceda, y je náhodná proměnná a r je realizace y . Podle zavedené konvence definujeme entropii $H(y)$:

$$H(y) = - \sum_{y \in Y} p(y) \lg_2 p(y) \stackrel{\Delta}{=} H(Y). \quad (11)$$

- pro jev obecné poruchy během experimentu nechť platí :
 e je náhodná proměnná poruchy, která má význam jevu obecné poruchy během experimentu,
 E je abeceda jevu poruchy, pro kterou platí $e \in E$.

Pro entropii jevu poruchy nechť platí :

$$H(e) = - \sum_{e \in E} p(e) \lg_2 p(e) \stackrel{\Delta}{=} H(E). \quad (12)$$

Pro *sdruženou entropii* platí :

$$H(S, Y) = - \sum_{h \in S} \sum_{y \in Y} p(h, y) \lg_2 p(h, y), \quad (13)$$

a pro *podmíněnou entropii* :

$$H(Y/S) = - \sum_{h \in S} \sum_{y \in Y} p(h, y) \lg_2 p(y/h). \quad (14)$$

Dále lze odvodit, že pro *podmíněné entropie* platí :

$$H(S/Y) = H(Y/S) + H(S) - H(Y), \quad (15)$$

$$H(Y/S) = H(Y, E/S) - H(E/S, Y). \quad (16)$$

Pro další budeme předpokládat, že výsledek experimentu $y \in Y$ je jednoznačně určen hledanou hodnotou odhadu prahu $h \in S$ a poruchou během experimentu $e \in E$ při daném podnětu, tj. že existuje zobrazení :

$$\exists f: S \times E \rightarrow Y, \text{ tj. můžeme psát } y = f(h, e). \quad (17)$$

Dále předpokládáme nezávislost hledané hodnoty prahu $h \in S$ a hodnoty poruchy $e \in E$, tzn. bude platit :

$$p(h, e) = p(h) p(e) \text{ a podle (17) také : } p(h, y, e) = p(h, e) = p(h) p(e). \quad (18)$$

Vztah (15) můžeme potom dále upravovat podle (16) , že postupně platí :

$$H(E/S, Y) = H(E) - H(Y/S), \quad (19)$$

$$H(Y, E/S) = H(E), \quad (20)$$

$$H(Y/S) = H(E) - H(E/S, Y), \text{ kde podle (17) je } H(E/S, Y) = 0 \quad (21)$$

$$\text{Potom platí : } H(Y/S) = H(E). \quad (22)$$

Vztah (22) znamená, že *neurčitost výsledku experimentu* při známé hodnotě $h \in S$ je rovna *pouze neurčitosti poruchy* $e \in E$.

Dosadíme-li vztah (22) zpět do vztahu (15) dostaneme :

$$H(S/Y) = H(S) + H(E) - H(Y), \quad (23)$$

tj. neurčitost experimentu $H(S/Y)$ bude rovna součtu elementární entropie $H(S)$ jevu identifikované hodnoty prahu $h \in S$ a elementární entropie $H(E)$ jevu poruchy $e \in E$, a bude snižována o neurčitost $H(Y)$ jevu výsledku experimentu $y \in Y$.

Předpokládejme dále, že existují dva po sobě následující jevy výsledku experimentu $y_1 \in Y_1$ a $y_2 \in Y_2$, a že existuje podmíněná entropie $H(S/Y_1, Y_2)$. Pro tuto entropii pak platí :

$$H(S/Y_1, Y_2) = H(S/Y_1) + H(Y_2/S, Y_1) - H(Y_2/Y_1). \quad (24)$$

Tento vztah můžeme dále upravovat podle podmíněné entropie $H(Y_2/S, Y_1)$ za předpokladů :

- výsledek experimentu $y_2 \in Y_2$ je vyjádřitelný funkčním vztahem $y_2 = f(h, e_2)$, vztah (17),
- porucha v následujícím kroku je nezávislá na $h \in S$ a na výsledku experimentu $y \in Y$ v kroku předcházejícím,
- poruchy $e \in E$ jsou tvořeny posloupností stejně rozdělených a nezávislých jevů, že platí :
 $H(E_i) = H(E_j) = H(E)$.

Celkem potom platí :

$$H(S/Y_2, Y_1) = H(S/Y_1) - H(Y_2/Y_1) + H(E). \quad (25)$$

Protože jsme předpokládali, že $y_1 \in Y_1$ a $y_2 \in Y_2$ jsou jevy výsledků dvou po sobě jdoucích experimentů, které nebyly omezeny dalšími předpoklady, budeme je dále považovat za *složené experimenty* a vztah (25) rozepíšeme na obecný tvar :

$$H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) = H(S/Y_{k-1}, \dots, Y_1) - H(Y_k/Y_{k-1}, \dots, Y_1) + H(E). \quad (26)$$

Tato rovnice bude *návodem* pro výběr k – tého experimentu tak, aby se neurčitost sledovaného jevu identifikované hodnoty prahu $h \in S$, resp. entropie *složeného experimentu*, s jednotlivými experimenty snižovala.

Předpokládáme-li, že pro $\forall h, e$ je $y_k = f(h, e)$, plyne z předchozího požadavek pro entropii složených experimentů :

$$H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) < H(S/Y_{k-1}, \dots, Y_1). \quad (27)$$

Ze vztahů (26) a (27) plyne nerovnost : $H(Y_k/Y_{k-1}, \dots, Y_1) > H(E)$. (28)

Odtud můžeme vyjádřit *STOP podmínku* realizací jednotlivých experimentů. Proces realizace složeného experimentu přestává mít smysl tehdy, platí-li *trvale* a lze-li toho výběrem experimentu dosáhnout :

$$H(Y_k/Y_{k-1}, \dots, Y_1) \leq H(E), \text{ resp. } H(Y_k/Y_{k-1}, \dots, Y_1) = H(E), \quad (29)$$

Protože pro jevy poruchy $e_1 \in E_1$ až $e_k \in E_k$ předpokládáme jejich nezávislost, budou také jevy výsledků experimentů $y_1 \in Y_1$ až $y_k \in Y_k$ nezávislé náhodné proměnné při dané konkrétní realizaci proměnné h , a budeme psát :

$$H(Y_k/Y_{k-1}, \dots, Y_1) = H(Y_k).$$

Dosazením do rovnice (26) dostaneme :

$$H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) = H(S/Y_{k-1}, \dots, Y_1) - H(Y_k) + H(E). \quad (30)$$

Jako cíl, ze kterého vyplyne *kritérium optimality* ve formě minimalizace počtu elementárních experimentů pro neurčitost výsledku *složeného experimentu*, stanovme podmínku :

$$H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) \leq \beta_m, \quad (31)$$

tj. postačuje nám pravděpodobnostní popis $h \in S$ s neurčitostí nanejvýš rovnou β_m .

Odtud pro rovnost $H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) = \beta_m$ a ze vztahu (30) plyne :

$$H(S/Y_{k-1}, \dots, Y_1) = \beta_m + H(Y_k) - H(E). \quad (32)$$

Budeme-li postupně dosazovat počínaje vztahem (32) do rovnice (30), kterou s každým krokem upravíme o posunutí v k , dostaneme pro k kroků rekurentní vztah :

$$H(S) = \sum_{i=1}^k H(Y_i) + \beta_m - k H(E), \quad \text{kde } H(S/Y_0) = H(S). \quad (33)$$

Pokud si dále položíme úlohu minimalizovat počet k realizovaných experimentů za podmínky (31), je celé toto odvození řešením *optimálního řízení procesu elementárních experimentů*, jinak také procesu *identifikačních* experimentů, s kritériem minimalizace počtu kroků.

Vztah (30) společně se vztahem (31) a podmínkou minimalizace k , tj. :

$$\begin{aligned} H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) &= H(S/Y_{k-1}, \dots, Y_1) - H(Y_k) + H(E), \\ H(S/Y_k, Y_{k-1}, \dots, Y_1) &\leq \beta_m, \\ k &\rightarrow \min, \end{aligned}$$

je *Bellmanovou rovnicí* úlohy minimalizace počtu *elementárních experimentů* (*experimentů identifikačních*).

$$\text{Vztah (33), tj.: } H(S) = \sum_{i=1}^k H(Y_i) + \beta_m - k H(E),$$

je pak řešením *Bellmanovy rovnice* a říká spolu s (30), že každý experiment musíme vybírat tak, aby *maximalizoval* očekávanou neurčitost jeho výsledku $y \in Y$ a současně patřil do množiny experimentů v daném kroku možných při zachování platnosti funkčního vztahu (17).

Vztah (28) dále přepíšeme a upravíme na tvar :

$$H(Y_i/Y_{i-1}, \dots, Y_1) = H(Y_i) > H(E), \quad (34)$$

který je pak *kritériem řešitelnosti* úlohy nad množinou *použitelných experimentů*. Pokud dostupné experimenty nesplňují podmínku (34), je úloha snížit entropii *složeného experimentu* pomocí dané třídy experimentů neřešitelná a řada (26) pak bude neklesající.

Na tomto místě je účelné opět připomenout, že v praxi neumíme $H(Y)$ určit, protože závisí na neznámém $h \in S$. Proto musíme $H(Y)$ odhadovat a odhad podmiňovat znalostmi získanými na základě předchozích experimentů.

Pro další odhadování a rozhodování proto použijeme vztah (26), ze kterého dostaneme postupem shodným se získáním vztahu (33) následující vzorec :

$$H(S) = \sum_{i=1}^k H(Y_i/Y_{i-1}, \dots, Y_1) + \beta_m - k H(E). \quad (35)$$

4. Model prahové soustavy

Abychom mohli provádět odhad hodnoty prahu percepce realizací posloupnosti elementárních experimentů, musíme formulovat model prahové soustavy. Odezva na vstupní podnět během realizace elementárního experimentu však nezávisí pouze na tom zda je podnět nadprahový nebo podprahový, ale je ovlivňována řadou náhodných vlivů.

4.1 Náhodné vlivy působící v rovině experimentu

Náhodné vlivy jsou obecně popisovány jako *maskování* a můžeme je v zásadě rozdělit podle dvou pohledů na maskování *vstupu podnětu* a *zkreslování výstupu*. Kromě těchto náhodných vlivů maskování působí na odhadovanou hodnotu prahu také *náhodnost ve výběru pacientů*.

- *Náhodnost ve výběru pacientů* vyplývá z předpokladu, že u pacientů, kteří přicházejí na vyšetření, neznáme apriorní informace o stavu jejich sluchu a neznáme hodnoty prahu percepce z dřívějších vyšetření. Odhadovaný práh percepce proto může nabývat jakékoliv hodnoty z množiny použitelných akustických podnětů. Toto je základní předpoklad pro volbu podnětů při realizaci elementárního experimentu v návrhu modelu prahu percepce.
- *Maskování vstupu podnětu* se projevuje zejména v blízkosti objektivního prahu percepce tzv. *subjektivním šelestem*. Kromě tohoto typu maskování existuje ještě maskování fyziologické, tzv. *fyziologický šelest*, který vzniká na úrovni dráždivosti nervových buněk, [37]. Odtud lze odvodit, že zjistitelná hodnota sluchového prahu má určitý rozptyl. Rozptyl prahu sluchu je podle Békésyho definován jako rozdíl mezi intenzitou podnětu, kdy se objeví první vjem tónu a intenzitou podnětu, kdy je rozpoznáván minimální souvisle znějící tón po celou dobu trvání podnětu. Experimentálně byl tento *rozptyl* testován a všeobecně se předpokládá, že pro normální sluch nabývá průměrné hodnoty ± 5 dB.

Dalším fenoménem, který se může během experimentu projevit jako maskování vstupu podnětu, je *adaptace* sluchového orgánu. Na základě rozboru časového rozložení elementárního experimentu a charakteru perstimulační a poststimulační adaptace, můžeme dále předpokládat, že vliv adaptace sluchového orgánu ve smyslu *maskování podnětu* a *hystereze* nepřesáhne hodnoty *subjektivního* a *fyziologického* šelestu.

- *Maskování zkreslováním výstupu* experimentu vzniká subjektivní reakcí pacienta na vjem ve fázi sledování a hodnocení podnětu, [30]. Toto zkreslování může být *vědomé* nebo *nevědomé* a je podmíněno schopností a vůlí pacienta signalizovat vjem akustického podnětu, inteligencí pacienta a jeho aktuálním psychickým stavem. Mezi subjektivní vědomé ovlivňování odezvy počítáme *simulaci* nebo *agraci*, resp. *disimulaci*. Tento typ maskování zkreslováním výstupu se může výrazně projevit jak *zeslabováním* podnětu tak jeho *zesilováním*.

4.2 Návrh modelu prahové soustavy

Model prahové soustavy je matematickým modelem řízeného systému elementárního experimentu při uvažovaném vstupu podnětu, výstupu odezvy pacienta a maskování podnětu, (obr. 4.).

Budeme předpokládat :

$s \in S_j$ je hodnota podnětu podle vztahů (5) a (6) a zjednodušeně píšeme $s_k \equiv s$;

$h \in S_j$, je náhodná proměnná hodnoty prahu s hustotou pravděpodobnosti $f(h)$, která je nezávislá na podnětu a maskování a její *náhodnost* vyplývá z náhodnosti pacientů ;

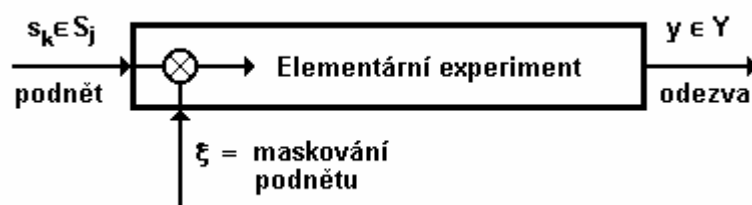
ξ je náhodná proměnná maskování podnětu s distribuční funkcí $F_\xi(x)$, hustotou pravděpodobnosti $f_\xi(x)$ a kdy maskování podnětu způsobuje zeslabování a zesilování podnětu ;

$y \in Y$ je odezva pacienta na podnět, kde $Y = \{ 0, 1 \}$.

Nechť pro odezvu pacienta $y \in Y$ platí podle fyziologických vlastností lidského sluchového orgánu následující :

$y = 1 \Leftrightarrow s + \xi \geq h$ je pozitivní odezva pacienta pro *nadprahový podnět*,

$y = 0 \Leftrightarrow s + \xi < h$ je negativní odezva pacienta pro *podprahový podnět*.



Obr. 4. Řízený systém elementárního experimentu s maskováním podnětu.

Nechť $P\{y = 1 / h\}$ je pravděpodobnost jevu, že je odezva pacienta na nadprahový podnět pozitivní. Potom můžeme psát :

(36)

$$P\{y = 1 / h\} = P\{s + \xi \geq h\} = P\{\xi \geq h - s\} = 1 - P\{\xi < h - s\} = 1 - F_{\xi}(h - s).$$

Podobně můžeme psát pro pravděpodobnost jevu, že je odezva pacienta pro podprahový podnět negativní :

$$P\{y = 0 / h\} = P\{s + \xi < h\} = 1 - P\{s + \xi \geq h\} = F_{\xi}(h - s). \quad (37)$$

Dále budeme předpokládat realizaci n elementárních experimentů v časových okamžicích $t_i \in T$, kde $T = \{t_1, \dots, t_n\}$, s odezvami uspořádanými do množiny odezev $Y_n = \{y_1, \dots, y_n\}$ s tím, že platí : $y_i \in Y = \{0, 1\}$ pro $\forall i = 1, \dots, n$.

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

$$f(h / y_n, \dots, y_1) = f(h / Y_n) \stackrel{\Delta}{=} f_n(h).$$

Předpokládáme-li nezávislost pozorování, pak je možné pro odhad hustoty pravděpodobnosti prahu $f_n(h)$ a pro $\forall n \geq 1$ psát :

$$f_n(h) = P\{y_n / h\} f_{n-1}(h) \frac{P\{Y_{n-1}\}}{P\{Y_n\}}. \quad (38)$$

Platí-li, že $n = 1$, je $f_0(h)$ *apriorním odhadem* hustoty pravděpodobnosti prahu percepce a reprezentuje apriorní znalosti o poloze prahu zkoumaného pacienta.

Budeme uvažovat výpočet hustoty pravděpodobnosti prahu $f_n(h)$ pro dva možné případy odezvy pacienta y_n na podnět s_n v časovém okamžiku t_n .

I. Nechť pro odezvu na podnět s_n platí, že $y_n = 1$.

Potom pro výpočet $f_n(h)$ podle vztahu (38) a (36) platí, že :

$$f_n(h) = [1 - F_{\xi}(h - s_n)] f_{n-1}(h) \alpha_n. \quad (39)$$

$$\text{Celkem platí : } f_n(h) = \alpha_n \hat{f}_n(h), \quad (40)$$

kde pro odhad nenormované hustoty pravděpodobnosti prahu platí :

$$\hat{f}_n(h) = [1 - F_\xi(h - s_n)] f_{n-1}(h) \quad (41)$$

$$\text{a normovací koeficient } \alpha_n = \left[\int_{-\infty}^{+\infty} [1 - F_\xi(h - s_n)] f_{n-1}(h) dh \right]^{-1}. \quad (42)$$

II. Necht' pro odezvu na podnět s_n platí, že $y_n = 0$.

Potom pro výpočet $f_n(h)$ podle vztahu (38) a (37) platí :

$$f_n(h) = \alpha_n \hat{f}_n(h), \text{ kde} \quad (43)$$

$$\hat{f}_n(h) = F_\xi(h - s_n) f_{n-1}(h), \quad (44)$$

$$\alpha_n = \left[\int_{-\infty}^{+\infty} F_\xi(h - s_n) f_{n-1}(h) dh \right]^{-1}. \quad (45)$$

Necht' je známa realizace n elementárních experimentů s odezvami $y_1, \dots, y_n$ uspořádanými do množiny $Y_n = \{y_1, \dots, y_n\}$. Naším cílem je volba následujícího podnětu s_{n+1} a tím i realizace dalšího elementárního experimentu tak, abychom získali maximální informaci o poloze prahu percepce h . Výstupní proměnná elementárního experimentu $y_{n+1} \in \{0, 1\}$ nabývá dvou hodnot a má alternativní rozdělení pravděpodobnosti. Hledáme proto ve shodě se vztahem (30) a (33) takovou pravděpodobnost $\hat{P}\{y_{n+1}\}$ odezvy v kroku $n+1$, pro kterou bude entropie odezvy y_{n+1} , nabývat svého maxima. Maximální entropie bude dosaženo pro pravděpodobnost $\hat{P}\{y_{n+1}\}$, pro kterou platí :

$$\hat{P}\{y_{n+1} = 0\} = \hat{P}\{y_{n+1} = 1\} = 0,5 \quad \text{pro } y_{n+1} \in \{0, 1\}. \quad (46)$$

Hodnotu následujícího podnětu s_{n+1} proto získáme řešením rovnice :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} F_\xi(h - s_{n+1}) f_n(h) dh = 0,5. \quad (47)$$

5. Realizace řídicího systému

Realizace řídicího systému vyšetření prahu percepce je řešením obecné úlohy řízení experimentu při definovaném prahovém modelu. Řešení je převedeno na *numerickou úlohu* a vlastní realizace se skládá z několika postupných *kroků*, které je možné uspořádat do následujících bodů :

- řešení problému komunikace *audiometr-řídicí počítač*;
- definování parametrů prahového modelu :
 - množina použitelných akustických podnětů,
 - doba trvání podnětu, doba sledování odezvy, doba mezi dvěma podněty,
 - distribuční funkce rozdělení maskování podnětu,
 - apriorní odhad hustoty pravděpodobnosti prahu percepce;
- realizace algoritmu řízení :
 - ***repeat***
 - volba (numerický výpočet) následujícího podnětu,
 - generování podnětu,
 - sledování a vyhodnocení odezvy pacienta,
 - numerické výpočty : odhad nenormované hustoty pravděpodobnosti prahu percepce, pravděpodobnost jevu pozitivní odezvy na nadprahový podnět, resp. negativní odezvy na podprahový podnět, normovací koeficient, hustota pravděpodobnosti prahu percepce, entropie vyšetření, směrodatná odchylka rozdělení prahu percepce,
 - parametry *STOP podmínky*;
 - ***until*** (*STOP podmínka*),
- výpočet hodnoty odhadu prahu percepce.

Celá úloha řízení vyšetření prahu percepce byla zpracována algoritmicky a implementována v programovacím jazyku Turbo Pascal 7.0. Pro řešení byly použity numerické metody výpočtů, spec. *numerická integrace* a *diskrétní konvoluce*, [24, 28, 31, 32, 34]. Podrobně je realizační část popsána v disertační práci v kapitole 6.1. Bylo tak vytvořeno programové vybavení pro řízení vyšetření externím řídicím algoritmem, které je používáno na ORL klinice FN LFUK Plzeň.

6. Testování algoritmu řízení

Rozsáhlé testování algoritmu řízení vyšetření prahu pro různé parametry prahového modelu u jednoho pacienta je v praxi velmi obtížné. Proto byl po analýze náhodných vlivů a vlastností sluchového orgánu rozsah testovaných parametrů prahového modelu zúžen na tři základní modely :

- deterministický model,
- model s rovnoměrným rozdělením maskování podnětu a s uzamykáním intervalu,
- model s normálním rozdělením maskování podnětu a s uzamykáním intervalu.

Testování algoritmů bylo z ohledem na realizovatelnost rozděleno na tři přístupy :

- *simulovaný test* pro předpokládané deterministické chování pacienta s cílem porovnání průběhů vyšetření u jednotlivých prahových modelů s doporučenými postupy podle ISO 8253-1; současně byla testována splnitelnost *STOP podmínky*.
- *zkrácený test* byl realizován opakovaným vyšetřením prahu u jednoho pacienta na redukované množině frekvencí F pro různé typy a parametry prahového modelu; byla testována splnitelnost *STOP podmínky*; cílem bylo vzájemné porovnání reálně získaných průběhů vyšetření v klinických podmínkách pro jednu frekvenci a jednu vyšetřovanou stranu; porovnáním s výsledky *simulovaného testu* bylo možné zúžení výběru jednotlivých typů prahového modelu pro *klinické testy* a vlastní aplikaci v klinické praxi.
- *klinický test*, při kterém je algoritmus ověřován v klinické praxi porovnáváním dvou způsobů vyšetření provedených vždy u jednoho pacienta; jedno vyšetření je prováděno audiologickou sestrou ($\Rightarrow$ *referenční audiogram*) podle platných doporučení [3], druhé automaticky algoritmem vyšetření prahu ($\Rightarrow$ *testovací audiogram*) .

V *klinickém testu* byly podle výsledků *testů simulovaného a zkráceného* použity prahové modely s následujícími parametry :

- *deterministický model* (měření 2+1, tj. základní, ověřovací + kontrolní měření),
- model s *rovnoměrným rozdělením* maskování podnětu (symetrické rozdělení ± 10 dB),
- model s *normálním rozdělením* maskování podnětu (symetrické rozdělení ± 15 dB).

Porovnávání bylo prováděno pro všechny naměřené audiogramy bez rozdílu diagnózy pacienta, metody vyšetření, vyšetřované strany a frekvence. Jedná se o výsledky získané na úrovni sobě odpovídajících *složených experimentů*.

Pro odchylku mezi *referenčním a testovacím* audiogramem nechť platí :

$$\Delta_{AUD} = AUD_{ref} - AUD_{test} \quad [\text{dB}]. \quad (48)$$

četnost odchylek A)	0	3	1	4	20	36	44	67	71	31	11	1	0	1	2
Δ_{AUD} [dB]	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35

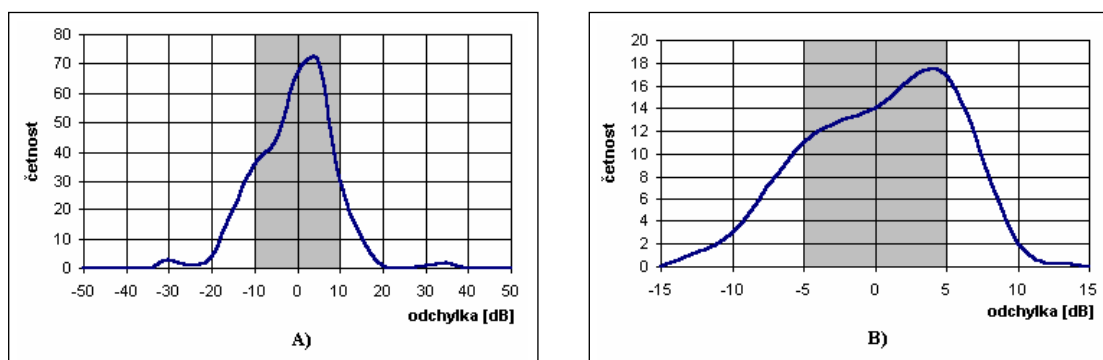
Tabulka 1. Srovnávací tabulka odchylek mezi výsledky *referenčního* vyšetření audiologickou sestrou a vyšetřením pomocí *automatického systému vyšetření prahu*.

Poznámka : výplní označené sloupce tabulky odpovídají směrodatné odchylce $\pm \sigma_A = 9,3\text{dB}$ (zaokrouhleno $\pm \sigma_A = 10\text{dB}$).

četnost odchylek B)	0	0	0	0	0	3	11	14	17	2	0	0	0	0	0
Δ_{AUD} [dB]	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35

Tabulka 2. Srovnávací tabulka odchylek mezi *referenčním* vyšetřením audiologickou sestrou a vyšetřením pomocí *automatického systému vyšetření prahu* pro frekvenci 1000 Hz.

Poznámka : Výplní označené sloupce tabulky odpovídají směrodatné odchylce $\pm \sigma_B = 5,1\text{dB}$ (zaokrouhleno $\pm \sigma_B = 5\text{dB}$).



Obr. 5. Histogramy četností odchylek mezi *referenčními* a *testovacími* audiogramy.

Poznámky : část A) odpovídá souboru odchylek pro všechny realizované složené experimenty; část B) odpovídá souboru odchylek vybraného ze všech složených experimentů realizovaných pro frekvenci 1000 Hz.

Na základě vyhodnocení výsledků *klinického testu* uvedeného v disertační práci, kap. 6.2.3, a testů *simulovaného*, kap. 6.2.1, a *zkráceného*, kap. 6.2.2, lze vyjádřit závěr, že algoritmy automatického vyšetření prahu splňují základní podmínku pro jejich aplikaci v klinické praxi podle ISO 8253-1.

7. Závěr

Předložená práce se zabývá úlohou řízení vyšetření sluchu metodou prahové tónové audiometrie. Cílem úlohy řízení je odhad hodnoty prahu percepce při respektování náhodných vlivů a respektování kritéria optimality.

Na základě poznatků získaných z aplikací jednoduchých algoritmů byla úloha řízení vyšetření prahu zobrazena na *úlohu řízení experimentu*. Pro podmínku minimalizace neurčitosti ve výsledku *složeného experimentu* je formulována úloha optimálního řízení, která platí obecně pro celou třídu problémů. Proto, abychom mohli obecně formulované optimální řízení aplikovat pro úlohu vyšetření prahu percepce, byl vytvořen matematický model řízeného systému elementárního experimentu, tzv. *model prahové soustavy*. Tento model respektuje neurčitost v rovině experimentu, která je pro numerické řešení úlohy definována jako vektor hodnot distribuční funkce maskování podnětu a je jedním z parametrů, kterým definujeme vlastnosti modelu. Výsledný algoritmus řízení vyšetření prahu je implementován a prakticky využíván na ORL klinice FN LFUK v Plzni ve třech základních modifikacích podle volby distribuční funkce maskování podnětu. Jedná se o algoritmus deterministického modelu, který vede na algoritmus *půlení intervalu* a algoritmy modelu s *maskováním podnětu*, které má *rovnoměrné a normální rozdělení*.

Z testů a aplikace v klinické praxi vyplývá, že algoritmy navržené pro modely s maskováním podnětu dávají dobré výsledky naměřených hodnot odhadu prahu percepce a průběhu vyšetření. **Výsledky získané aplikací algoritmů jsou srovnatelné s výsledky, kterých dosahuje zkušená audiologická sestra.** To platí pro zaznamenaný průběh vyšetření a také pro počet realizovaných elementárních experimentů. Z pohledu získané a uchované informace jsou dosahované výsledky v porovnání s výsledky audiologické sestry o řád lepší, protože je k dispozici celý *soubor měřených charakteristik*, který slouží k *objektivizaci* výsledků vyšetření. **Vyšetření sluchu subjektivní tónovou audiometrií se díky tomu přibližuje k objektivní audiometrii** za podmínek, které jsou z hlediska náročnosti na pacienta, vyšetřující personál a pořizovací a provozní náklady nesrovnatelně příznivější a levnější.

V porovnání se známými metodami, které se používají jako postupy pro vyšetření prahu percepce, se jedná o nový přístup k řešení problému řízení experimentu. Obecně formulovaná úloha řízení je prakticky aplikována a je součástí programu *zpřesňování funkční diagnostiky vyšetření sluchu*. Proto je reálné další pokračování a rozvíjení této práce směrem k vytváření *učícího se systému* vyšetření prahu a směrem k vytváření matematických modelů *prahové křivky a doby latence*.

8. Literatura

- [1] Audiology and Hearing Instruments : *Clinical Diagnostic Audiometer DA74*, Rexton Danplex A/S, Copenhagen, 1996.
- [2] *Audiometer DA-63, User Guide*, Rexton Danplex A/S, Copenhagen, 1996.
- [3] *Audiometrické vyšetřovací metody*, ČSN ISO 8253-1, Praha, 1994, pp.7-10.
- [4] Beiter, R.C., Talley, J.N.: *High-frequency audiometry above 8000 Hz*, Audiology 1976 May-Jun, pp 207-214.
- [5] Brohm, F.: *Praktická audiometrie*, AVICENUM, Praha, 1971.
- [6] *Clinical Audiometer AC30, Service Manual*, Interacoustics Denmark, 1994.
- [7] *Clinical Audiometer AC40, Service Manual*, Interacoustics Denmark, 1996.
- [8] *Clinical Audiometer Model SD50, Service Manual*, Rexton Danplex pro Siemens, Rexton Danplex A/S, Copenhagen, 1996.
- [9] *Clinical Audiometer Orbiter 922*, Madsen Electronics, Denmark, 1994.
- [10] Cover, T. M., Thomas, J. A.: *Elements of Information Theory*, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1991.
- [11] *Diagnostic Audiometer AD25, Service Manual*, Interacoustics Denmark, 1994.
- [12] Feneis, H.: *Anatomický obrazový slovník*, AVICENUM, Praha, 1981, pp.336-353.
- [13] Gofton, W. P.: *Sériová komunikace*, GRADA Publishing, Praha, 1995.
- [14] Hátle, J., Likeš, J.: *Základy počtu pravděpodobnosti a matematické statistiky*, SNTL, Praha, 1974.
- [15] Honzík, J.: *Programovací techniky*, skriptum VUT Brno, Brno, 1987.
- [16] Hrazdira, I.: *Biofyzika, Učebnice pro lékařské fakulty*, AVICENUM, Praha, 1983.
- [17] Jaglom, M. A., Jaglom, M. I.: *Pravděpodobnost a informace*, Nakladatelství ČSAV, Praha, 1964.
- [18] Kainka, B.: *Využití rozhraní PC, Měření, řízení a regulace pomocí standardních portů PC*, Nakladatelství HEL, Ostrava, 1998.
- [19] Kolár, A.: *Audiometrie, Učební texty pro audiometrické sestry*, ÚDVZP, Brno, 1980.
- [20] Kubík, S., Kotek, Z., Hrušák, J., Wachtl, J., Chalupa, V.: *Optimální systémy automatického řízení*, SNTL, Praha, 1972.
- [21] Kubík, S., Kotek, Z., Razím, M., Hrušák, J., Branžovský, J.: *Teorie automatického řízení II., Optimální, adaptivní a učící se systémy*, TKI SNTL, Praha, 1982.
- [22] Kubík, S., Kotek, Z., Strejc, V., Šlecha, J.: *Teorie automatického řízení I., Lineární a nelineární systémy*, TKI-SNTL, Praha, 1982.
- [23] Lehnhart, E.: *Praktische Audiometrie*, Stuttgart : G.T.Verlag, 1978.
- [24] Míka, S.: *Numerické metody, Lineární algebra*, FAV ZČU Plzeň, Vydavatelství ZČU, Plzeň, 1996.
- [25] Niemeyer, W.: *Kleines Praktikum der Audiometrie*, Stuttgart: G.T.Verlag, 1979.

- [26] Nový, P.: *Audiometrické vyšetření prahu percepce*, Práce k rigorozní zkoušce, KKY FAV ZČU, Plzeň, 1996.
- [27] Nový, P.: *Prahová tónová audiometrie, vyšetření prahu percepce*, Závěrečná zpráva grantu : Biomechanika a lékařské inženýrství, č.j.0745, KIV-FAV ZČU, Plzeň, 1997.
- [28] Olehla, M.: *Řešení úloh matematické statistiky ve FORTRANU*, NADAS, Praha, 1982.
- [29] Oppenheim, V. A.: *Applications of Digital Signal Processing*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1978, pp. 48-53.
- [30] Pešta, J.: *Generování optimálních vstupních signálů při vyšetření smyslových orgánů*, Kandidátská disertační práce, VŠSE Plzeň, 1984.
- [31] Příkryl, P.: *Numerické metody, Aproximace funkcí a matematická analýza*, FAV ZČU Plzeň, Vydavatelství ZČU, Plzeň, 1996.
- [32] Ralston, A.: *Základy numerické matematiky*, Academia, Praha, 1973.
- [33] Reny, A.: *Teorie pravděpodobnosti*, Academia, Praha, 1972.
- [34] Riečanová, Z.: *Numerické metody a matematická statistika*, SNTL, Praha, 1987.
- [35] Rychlík, J.: *Programovací techniky*, Nakladatelství KOPP, České Budějovice, 1992.
- [36] *Screening Audiometer AS54, User Guide*, Rexton Danplex A/S, Copenhagen, 1996.
- [37] Sedláček, K.: *Základy audiologie*, Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1956.
- [38] Silbernagl, S.: *Atlas fyziologie člověka*, AVICENUM, Praha, 1984, pp. 296-305.
- [39] Tichý, S., Chládek V., Sedláček K.: *Otorinolaryngologie*, AVICENUM , Praha, 1983, pp. 187-191.
- [40] Valach, V., Kábrt, J.: *Lékařský slovník*, Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1962.
- [41] Vrána, M.: *Elektronické přístroje pro stimulaci orgánů a tkání*, SNTL, Praha, 1984.
- [42] *The Field Analyzer Primer*, Allergan Humphrey, edited by Mary Jean Haley, San Leandro, California, 1987.
- [43] Tompkins, W.J.: *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1993.