

Diplomová práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F4

Fakulta Elektrotechnická
Katedra radioelektroniky

Vliv středoušního reflexu a mediálního olivokochleárního reflexu na otoakustické emise

Bc. Ondřej Klimeš

Vedoucí: Ing. Václav Vencovský, Ph.D.

Obor: Audiovizuální technika a zpracování signálů

Studijní program: Elektronika a komunikace

Květen 2021

Poděkování

Poděkování patří zejména Ing. Václavu Vencovskému, Ph.D. za příjemnou spolupráci, ochotu, trpělivost, cenné rady při vedení nejen této diplomové práce, ale i v průběhu studia.

Dále děkuji Ing. Petru Honzíkov, Ph.D. za konzultace v oblasti problematiky modelování zvukovodu a za vedení a angažovanost při mé zahraniční stáži.

Tato práce byla podpořena Grantovou agenturou ČVUT v Praze, grantem č. SGS20/180/OHK3/3T/13.

Děkuji také Arturo Moletimu a Renatě Sisto za sdílení jejich Matlab kódů s časově-frekvenční filtrační technikou. Dále děkuji Joshua Hajickovi za bezplatné sdílení oaetoolboxu <https://gitlab.com/simonhenin/oaetoolbox>, ze kterého byla v této diplomové práci použita implementace metody nejmenších čtverců.

Tato práce vznikla za podpory projektů CERIT Scientific Cloud (EF16_013/0001802) a CESNET (LM2015042) financovaných z programu MŠMT OPVVV.

V neposlední řadě děkuji také mé rodině a Anně Pfannové za podporu v průběhu celého studia.

Dále bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Hejdovi, Ph.D. za vývoj použité L^AT_EXové šablony.

Prohlášení

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

V Praze, 21. května 2021

Abstrakt

Evokované otoakustické emise zkr. (E)OAE jsou akustické signály generované ve vnitřním uchu (hlemýždi, neboli kochlee) v závislosti na vstupní stimulaci. Tuto odezvu lze měřit sondou ve zvukovodu. Při diagnostice percepčních poruch sluchu může pomoci lokalizovat místo, kde porucha vzniká. Jejich měřením lze získat informace o funkčnosti *kochleárního zesilovače*. Tato práce se zabývá vlivem dvou významných eferentních jevů ovlivňujících funkci sluchového ústrojí a také otoakustické emise. Prvním zkoumaným eferentním jevem je středoušní reflex, druhým je mediální olivokochleární reflex. Vliv eferentních jevů na otoakustické emise je v této diplomové práci zkoumán jednak pomocí experimentů, jednak pak pomocí modelů středního a vnitřního ucha. Konkrétně je v práci pomocí měření studován vliv kontralaterální suprese na emise evokované čistými tóny (zkr. SFOAE). Pomocí modelu vnitřního ucha je pak zkoumán vliv zesílení kochleárního zesilovače, tuhosti basilární membrány a také tuhosti středoušního systému na SFOAE.

Klíčová slova: otoakustické emise, SFOAE, středoušní reflex, mediální olivokochleární reflex

Vedoucí: Ing. Václav Vencovský, Ph.D.
Katedra radioelektroniky,
České vysoké učení technické v Praze,
Technická 2,
166 27 Praha

Abstract

Evoked otoacoustic emissions abbrev. (E)OAE can be measured in the external ear canal. These emissions are responses that the cochlea generates in the form of acoustic energy due to the input stimulation. OAE used in sensorineural hearing loss diagnostics can help to locate the site where the disorder occurs. Measurement of OAE can also provide the information about the functionality of the cochlear amplifier. This thesis deals with two important efferent effects influencing the function of the auditory system and otoacoustic emissions. The first investigated efferent effect is the middle ear muscle reflex, the second one is the medial olivocochlear reflex. In this diploma thesis, the influence of efferent effects on otoacoustic emissions is investigated experimentally by measurements and theoretically by models of the middle and inner ear. Specifically, the effect of contralateral suppression on stimulus frequency OAE (abbrev. SFOAE) is studied. By using the inner ear model, the effect of the cochlear amplifier, stiffness of the basilar membrane, and stiffness of the middle ear system on SFOAE is investigated.

Keywords: otoacoustic emissions, SFOAE, middle ear muscle reflex, medial olivocochlear reflex, spectral smoothing

Title translation: Effect of Middle-Ear Muscle Reflex and Medial Olivo-Cochlear Reflex on Otoacoustic Emissions

Obsah

Zadání práce	1	2.2.2 Měření vlivu intenzity stimulace L_p na SFOAE a měření SOAE ..	24
1 Úvod	3	2.2.3 Shrnutí měření SFOAE	27
1.1 Otoakustické emise	4	SHRnutí KAPITOLY 2	28
1.1.1 SFOAE	6	3 Model středního ucha a zvukovodu	31
1.2 Eferentní jevy	7	3.1 Model	31
1.2.1 Středoušní reflex	7	3.1.1 Analýza zpětného přenosu OAE	39
1.2.2 Mediální olivokochleární reflex	8	3.1.2 Výsledky	40
2 Experimenty	11	SHRnutí KAPITOLY 3	43
2.1 Metody	11	4 Model odezvy BM	45
2.1.1 Měření SFOAE	11	4.1 Model	45
2.1.2 Použité přístroje a kalibrace .	13	4.2 Výsledky	49
2.1.3 Časově frekvenční filtrace zahrnující využití supresoru	13	SHRnutí KAPITOLY 4	53
2.1.4 Metoda spektrálního vyhlazení	14	5 Závěr	55
2.2 Výsledky	15	A Literatura	59
2.2.1 Měření vlivu kontralaterální stimulace	15		

Obrázky

1.1 Srovnání aktivity SOAE pro tři různé druhy živočichů	5	2.8 Koherentní reflexní komponenta SFOAE získaná metodou spektrálního vyhlazení pro případ $L_p = 35$ dB FPL	23
1.2 Zhao a kol.: Eferentní modulace SFOAE	9	2.9 Metoda suprese – koherentní reflexní komponenta SFOAE měřená pro $L_p = 20 - 40$ dB FPL bez kontralaterální suprese	25
2.1 Časově frekvenční distribuce SFOAE, $L_p = 25$ dB FPL, metoda extrakce využívající supresor	18	2.10 Metoda spektrálního vyhlazení – koherentní reflexní komponenta SFOAE měřená pro $L_p = 20 - 40$ dB FPL bez kontralaterální suprese	25
2.2 Časově frekvenční distribuce SFOAE, $L_p = 35$ dB FPL, metoda extrakce využívající supresor	19	2.11 Metoda spektrálního vyhlazení – koherentní reflexní komponenta SFOAE měřená pro $L_p = 20 - 40$ dB FPL bez kontralaterální suprese, frekvenční rozsah 1 – 4 kHz	26
2.3 Časově frekvenční distribuce SFOAE, $L_p = 25$ dB FPL, metoda spektrálního vyhlazování	20	2.12 Amplituda SFOAE získaná dvěma různými metodami extrakce	28
2.4 Časově frekvenční distribuce SFOAE, $L_p = 35$ dB FPL, metoda spektrálního vyhlazování	21	3.1 Střední ucho a zvukovod - obvod	37
2.5 Koherentní reflexní komponenta SFOAE extrahovaná z dat zobrazených na obrázku 2.1	22	3.2 Blokové schéma středního ucha a zvukovodu	37
2.6 Koherentní reflexní komponenta SFOAE extrahovaná z dat zobrazených na obrázku 2.2	22	3.3 Přenosová funkce zvukovodu	38
2.7 Koherentní reflexní komponenta SFOAE získaná metodou spektrálního vyhlazení pro případ $L_p = 25$ dB FPL	23	3.4 Vstupní impedance středního ucha	38
		3.5 Přenosová funkce středního ucha	39
		3.6 Schematické znázornění residua SFOAE ΔP	40

3.7 Residuum SFOAE tlaku p_t případů bez aktivace MEMR a po aktivaci MEMR	41
3.8 Vliv dopředného a zpětného přenosu.....	42
4.1 Vstupně/výstupní funkce modelu vnitřního ucha udávající závislost výchylky BM na intenzitě vstupní stimulace	47
4.2 Změna zesílení – amplituda a fáze SFOAE.....	49
4.3 Změna tuhosti středoušního aparátu – amplituda a fáze SFOAE	50
4.4 Změna tuhosti BM – amplituda a fáze SFOAE.....	51
4.5 Změna intenzity stimulace L_p – amplituda a fáze SFOAE	52

Tabulky

3.1 Akustické parametry použité pro výpočet impedancí zvukovodu	32
3.2 Parametry anatomie středního ucha	33
3.3 Hodnoty elektrických prvků středoušního modelu	36

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Klimeš** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **457088**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra radioelektroniky**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**
Specializace: **Audiovizuální technika a zpracování signálů**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Vliv středoušního reflexu a mediálního olivokochleárního reflexu na otoakustické emise

Název diplomové práce anglicky:

Effect of Middle-Ear Muscle Reflex and Medial Olivo-Cochlear Reflex on Otoacoustic Emissions

Pokyny pro vypracování:

Pomocí modelu středního ucha studujte vliv středoušního reflexu na přenos modelu při buzení z vnějšího ucha a při buzení z kochley (pro případ generace otoakustických emisí). Implementujte zvolený model středního ucha do modelu kochley a simulujte vliv středoušního reflexu na otoakustické emise. Současně v modelu simulujte také jevy způsobené mediálním olivokochleárním reflexem, jako je změna zesílení kochleárního zesilovače. Simulace porovnejte s experimenty.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Guinan, J. J. Olivocochlear efferents: Their action, effects, measurement and uses, and the impact of the new conception of cochlear mechanical responses. *Hear. Res.* 362, 38-47
- [2] Zhao, W. Dewey, J. B., Boothalingam, S., and Dhar, S. Efferent modulation of stimulus frequency otoacoustic emission fine structure. *Front. Syst. Neurosci.* 9, article 168
- [3] Pascal, J., Bourgeade, A., Lagier, M. and Legros, C. Linear and nonlinear model of the human middle ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 104, 1509-1516 (1998)

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

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

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

Datum zadání diplomové práce: **15.09.2020**

Termín odevzdání diplomové práce: _____

Platnost zadání diplomové práce: **19.02.2022**

Ing. Václav Vencovský, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Josef Dobeš, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Kapitola 1

Úvod

Dle Světové zdravotnické organizace WHO má na celém světě závažnou¹ poruchu sluchu 466 milionů lidí, což činí 5,5 % světové populace. WHO pak dále předpovídá, že do roku 2050 vzroste počet těchto lidí na 700 milionů [1]. Dnes trpí hluchotou nebo závažnou poruchou sluchu 34 milionů dětí, z čehož 60 % případů je způsobeno příčinami, kterým lze předcházet. Nejzasaženější věkovou skupinou z hlediska poruch sluchu jsou senioři. Přibližně každý třetí člověk starší 65 let je postihnut ztrátou sluchu, přičemž oblastmi s nejčastějším výskytem jsou jižní Asie, tichomoří a subsaharská Afrika [1]. Mnoho dopadů ztrát sluchu lze zmírnit včasným odhalením a vhodnou terapií. Mezi nejčastější příčiny ztráty sluchu patří vrozená nebo časná ztráta sluchu v dětství, chronické infekce středního ucha, ztráta sluchu způsobená nadměrným vystavením hluku, či ztráta sluchu související s věkem a užíváním ototoxických léků, které poškozují vnitřní ucho. Dopady ztrát sluchu jsou široké a mají mnoho rovin. Z dopadů sociálních se jedná zejména o ztrátu schopnosti komunikovat s ostatními lidmi, což může vést k sociální izolaci, osamělosti a frustraci, zejména pak v pokročilém věku. U lidí trpících ztrátou sluchu je navíc zvýšená pravděpodobnost poruch kognitivních funkcí a rozvoje demence [2]. WHO odhaduje, že poruchy sluchu stojí globální ekonomiku necelý bilion dolarů ročně kvůli nákladům na zdravotnictví (bez nákladů na sluchadla), nákladům na podporu vzdělávání a dalším sociálně-ekonomickým konsekvencím [1].

Jednou z častých poruch sluchu je ztráta tzv. kochleárního zesilovače, která se řadí do kategorie poruch percepčních. Ztráta kochleárního zesilovače je provázena ztrátou schopnosti ucha zesilovat kmitání basilární mem-

¹Ztráta > 35 dB hladiny akustického tlaku na zdravějším uchu

brány (angl. *basilar membrane* zkr. BM) v hlemýždi – kochlee a způsobuje ztrátu sluchu (blíže popsáno v kapitole 1.1). Jedním z vhodných diagnostických nástrojů v oblasti percepčních poruch sluchu jsou otoakustické emise (angl. *otoacoustic emissions*, dále pouze OAE), které poskytují objektivní vhled na stav a funkčnost vnitřního ucha a jejich měřením je možné odhalit poškození kochleárního zesilovače [3]. OAE jsou zvuky generované ve vnitřním uchu a lze je měřit mikrofonom ve zvukovodu. OAE jsou efektivním a neinvazivním objektivním indikátorem funkčnosti aktivního procesu v kochlee a jsou široce používány při screeningu sluchu u novorozenců. Jako součást sady audiologických diagnostických testů mohou OAE přispět k diferenciální audiologické diagnostice, kdy je třeba lokalizovat příčinu sluchové poruchy [3]. OAE vypovídají pouze o části sluchového systému, tedy části sluchové dráhy po kochleu. Pomocí OAE tak lze určit, zda je příčina percepční poruchy sluchu v kochlee, nebo ve vyšších etážích sluchové dráhy (centrální poruchy). Jako výzkumný nástroj slouží OAE jako neinvazivní okno, které umožňuje nahlédnout do procesů uvnitř kochley, což s prohlubujícím se věděním v oblasti sluchu vede ke stále novým poznatkům na poli kochleární mechaniky a percepčních poruch sluchu [3]. Diagnostika percepčních poruch sluchu využívající měření OAE však stále není zcela dokonalá. Tato práce se zabývá vlivem dvou významných eferentních jevů ovlivňujících přenosové parametry sluchového ústrojí na OAE. Prvním zkoumaným eferentním jevem je středoušní reflex, druhým je mediální olivokochleární reflex.

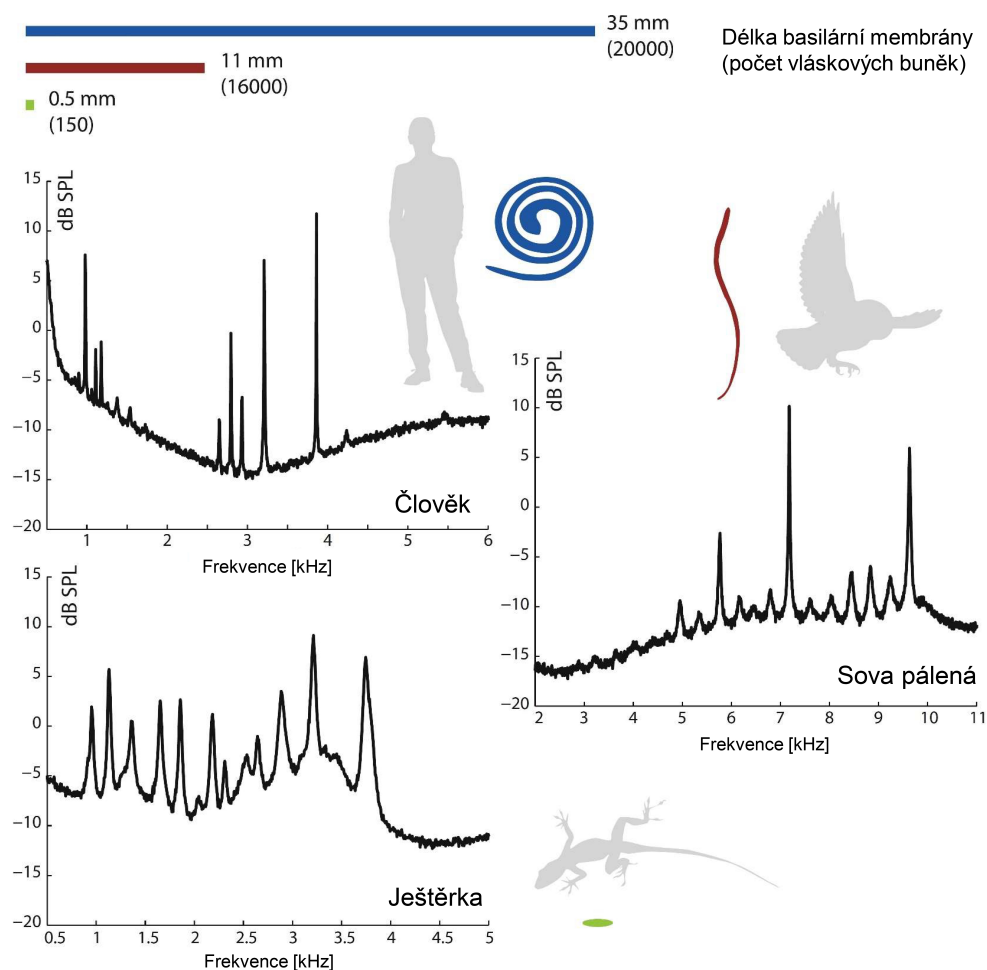
1.1 Otoakustické emise

Otoakustické emise (zkr. OAE) jsou zvukové signály generované vnitřním uchem, konkrétně v orgánu, který má u živorodých savců až na některé výjimky tvar hlemýždi ulity a proto je nazývan kochlea (např. [4]). OAE lze měřit sondou vsunutou do zvukovodu ve vnějším uchu. Sondy používané pro měření OAE obsahují reproduktor a mikrofón. OAE mohou být generovány jednak spontánně, jednak evokovaně. Poprvé byly OAE, konkrétně emise evokované transientním signálem (puls), pozorovány Davidem Kempem v roce 1978 [4].

Důležitým bodem v souvislosti s chováním OAE a aktivním procesem v kochlee je existence kochleárního zesilovače. V důsledku působení kochleárního zesilovače dochází k zesílení kmitů BM. Experimentální výzkum naznačuje, že na zesílení se podílí vnější vláskové buňky v Cortiho orgánu, které při změně membránového potenciálu mění svoji délku. Podstatným faktem je, že převodní charakteristika kochleárního zesilovače je nelineární [5]. Míra vlivu ztráty kochleárního zesilovače na citlivost sluchu u lidí není zcela detailně prozkoumána. Odhaduje se však, že ztrátou kochleárního zesilovače dochází

ke ztrátě sluchu okolo 40 – 60 dB [6, 7].

Spontánní OAE (zkr. SOAE) jsou generovány samovolně bez vnější akustické stimulace. SOAE lze u lidí pozorovat ve formě diskretních tónů na různých frekvencích. Přítomnost SOAE a jejich počet se u lidí na každém uchu různí. Literatura není jednotná v informacích o výskytu SOAE u dobře slyšících subjektů – pohybuje se v rozmezí mezi 30 % a 80 %. Většina naměřených SOAE u dospělých lidí nemá frekvenci větší než 4 kHz a jejich amplituda může být až 15 dB hladiny akustického tlaku (angl. *sound pressure level*, zkratka SPL) [8]. SOAE jsou v čase poměrně stabilní [9]. SOAE se vyskytují nejen u lidí, na obrázku 1.1 jsou uvedeny příklady průběhů SOAE pro člověka, sovu a ještěrku.



Obrázek 1.1: Srovnání aktivity SOAE pro tři různé druhy živočichů, každý z jiné třídy. Jednotlivé průběhy spektra byly naměřeny u individuálních živočichů s relativně silnou aktivitou SOAE. Zobrazeno je také vizuální srovnání tvaru a délky BM. V levém horním rohu je pak zobrazeno srovnání přibližného celkového počtu vláskových buněk v daném uchu pro daný druh (převzato a upraveno z [5]).

Naproti tomu evokované emise (angl. *evoked OAE*, zkr. EOAE) vznikají na základě buzení cílenou vnější akustickou stimulací. EOAE lze generovat několika způsoby. Tato práce se zaměřuje na typ emisí vznikajících stimulací jedním tónem (angl. *stimulus-frequency OAE*, zkr. SFOAE). Mezi další druhy EOAE pak patří například emise evokované transientním signálem (angl. *transient evoked OAE*, zkr. TEOAE) nebo OAE vznikající stimulací dvěma čistými tóny o blízkých frekvencích, kdy jsou v kochleě z důvodu nelinearity kochleárního zesilovače generovány distorzní produkty, které lze následně měřit sondou ve zvukovodu (angl. *distortion product OAE*, zkr. DPOAE) [10]. V současné době jsou EOAE využívány zejména při vyšetření stavu sluchu u novorozenců.

■ 1.1.1 SFOAE

SFOAE jsou akustické signály s nízkou intenzitou (obvykle < 20 dB SPL) generované v kochleě a jsou vyvolané jedním tónem přivedeným do zvukovodu [11]. Při stimulaci jedním tónem o nízké intenzitě (< 30 dB SPL) pak vznikají emise primárně na základě mechanismu lineárního koherentního odrazu [12]. K lineárnímu odrazu dochází z důvodu náhodných mikromechanických perturbací v impedanci definované jako podíl rozdílu tlaků pod a nad BM ku rychlosti výchylky BM. Tyto perturbace mohou být důsledkem náhodných nehomogenit například v tuhosti BM či zesílení kochleárního zesilovače [5]. SFOAE jsou získány odrazem vlny, která postupuje podél BM od třmínku k apexu (místo ve špičce kochleě) [13]. K nejsilnějším odrazům zřejmě dochází v tzv. tonotopickém místě, tedy v místě na BM, kde dosahuje postupná vlna největší amplitudy. BM se chová jako spojitá řada oscilátorů, kde každý z nich je naladěný na jinou frekvenci, což je důsledkem změny tuhosti BM směrem od třmínku k apexu (špička pomyslně rozvinutého hlemýždě). V apexu jsou oscilátory BM naladěny na kmitočty nižší, a následně přechází ladění oscilátorů směrem k bazální části BM (blíže k oválnému okénku) na frekvence vyšší [14]. Amplituda SFOAE závisí na zesílení kochleárního zesilovače. SFOAE lze měřit pomocí diskrétních tónů na různých frekvencích nebo v širokém rozsahu frekvencí pomocí rozmítaného sinu (dále jen sweep) [15]. Výhodou sledování OAE pomocí SFOAE je oproti např. DPOAE, či TOAE jednodušší interpretace dat. Tato výhoda je dána tím, že při stimulaci jedním tónem je oproti DPOAE dominantním původcem vzniku OAE pouze jeden mechanismus – lineární koherentní odraz. Při použití nízkých intenzit vstupní stimulace (asi < 30 dB SPL) SFOAE je excitována pouze úzka oblast BM, což může mít výhodu oproti TEOAE, při kterých je vzhledem k širokospektrální povaze stimulu excitována širší oblast BM. Naopak nevýhodou SFOAE je nutnost odstranění testovacího tónu, neboť generované OAE mají stejnou frekvenci jako testovací tón.

■ 1.2 Eferentní jevy

Jedním z témat této práce je působení eferentních jevů ve sluchovém systému a jejich vliv na OAE. Prvním eferentním jevem je středoušní reflex, druhým je mediální olivokochleární reflex. Třetím eferentním jevem je laterální olivokochleární reflex [16], tím se však tato práce nezabývá. Tyto reflexy fungují jako významné zpětnovazební systémy sluchové dráhy ovlivňující akustické parametry středního a vnitřního ucha. Mechanoelektrická přeměna zvuku nastává v kochleě ve vnitřních vláskových buňkách, odkud je veden akční potenciál sluchovou dráhou do mozkového kmene a sluchové kůry [17]. Zpětná vazba je do středního ucha a kochleý vedena odstředivými (eferentními) vlákny sluchového nervu, která jsou při akustické stimulaci excitována nervovými vzruchy. Středoušní reflex ovlivňuje přenos signálu změnou impedance středního ucha, mediální olivokochleární reflex potlačuje aktivní proces kochleárního zesilovače [18]. Podrobněji v kapitolách 1.2.1 a 1.2.2 níže.

■ 1.2.1 Středoušní reflex

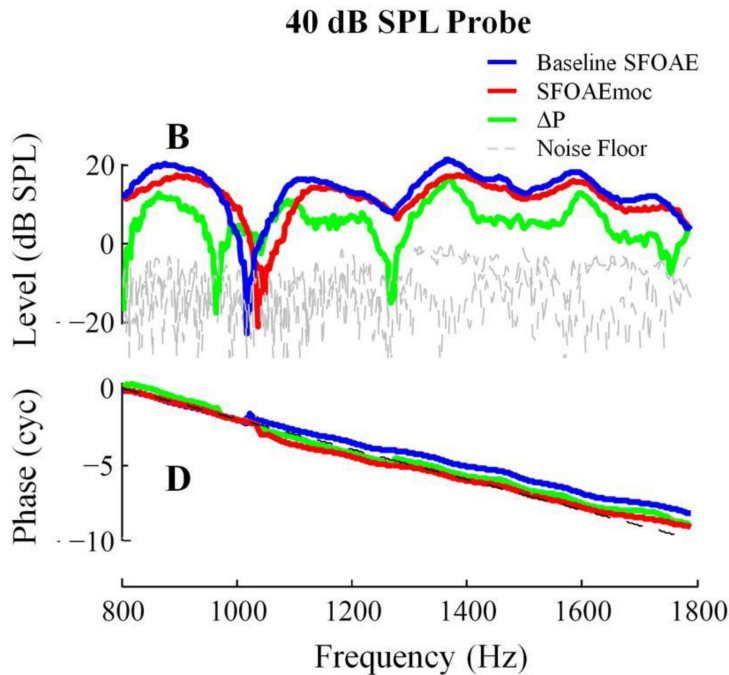
Středoušní reflex (angl. *middle ear muscle reflex*, zkr. MEM reflex, MEMR) je kontrakce středoušních svalů (stah třmínkového svalu a tensoru tympani [19]) vyvolaná zvuky o vysokých intenzitách (intenzity asi $L > 60$ dB SPL). Literatura v údajích o prahu MEMR není jednotná. Udávané hodnoty prahu MEMR se pohybují mezi 60 – 80 dB SPL [18, 20, 21]. Stahy svalů tak zvyšují tuhost řetězce středoušních kůstek, která ovlivňuje impedanci středního ucha a tedy jeho přenosovou funkci. Změna impedance středního ucha je dána zejména kontrakcí třmínkového svalu, kdežto tensor tympani se pravděpodobně téměř neuplatňuje [20]. Míra kontrakce svalů je závislá na intenzitě stimulace. Akustický reflex se chová jako zpětnovazební smyčka způsobující snížení tlaku přenášeného na oválné okénko. MEM reflex lze charakterizovat jeho prahem vzniku (při jaké intenzitě stimulace se začne projevovat), latencí a jeho efektem na přenos vibrací přes střední ucho. Práh středoušního reflexu je závislý jednak na délce působícího stimulu, jednak na jeho frekvenci. Pro širokopásmový šum je práh středoušního reflexu zhruba 80 dB SPL, přičemž pro čisté tóny je tento práh vyšší [21]. U čistých tónů je práh vzniku MEM reflexu kmitočtově závislý a pohybuje se mezi 90 – 100 dB SPL. Při delší expozici vstupní stimulace se práh zvyšuje. K ustálenému stavu dochází zhruba v čase $t > 500$ ms [21]. Latence středoušního reflexu je závislá zejména na intenzitě stimulace, ale i na expozičním času a frekvenci. Latence klesá s rostoucí intenzitou stimulace. V literatuře lze nalézt velké rozdíly v naměřených datech, ale lze říci, že latence MEM reflexu dosahuje pro prahové intezity stimulace zhruba 150 ms, pro intenzity $L = 120$ dB SPL se pohybuje okolo

25 – 35 ms [21]. Aktivace MEMR, která představuje v modelovém případě stah třmínkového svalu snižuje přenosovou funkci (reprezentující přenos tlaku, tedy podílu tlaku uvnitř kochley resp. u třmínku p_c ku tlaku u bubínku p_d) středního ucha na frekvencích nižších než rezonanční frekvence, která je u lidí zhruba na $f_R = 1$ kHz. Mezi 1 – 3 kHz pak dochází v přenosové funkci k mírnému nárůstu oproti stavu bez MEMR [21]. Modelový případ změny přenosu vlivem aktivace středoušního reflexu je patrný z obrázku 3.5. Pokles přenosové funkce lze pozorovat na frekvencích < 1 kHz. Středoušní reflex je v použitém středoušním modelu realizován změnou hodnoty elastoru C_{st} (viz. schéma na obrázku 3.1).

1.2.2 Mediální olivokochleární reflex

Olivokochleární svazky jsou součástí reflexních drah vedoucích z mozkového kmene do kochley, které umožňují řízení aktivního procesu v kochleě na periferní nervové úrovni v závislosti na intenzitě vstupní stimulace [16]. Mediální olivokochleární (angl. *medial olivocochlear*, zkr. MOC) eferentní systém je u savců důležitou součástí aktivního procesu kochleárního zesilovače [22]. Olivokochleární svazky vedou z komplexu olivy superior umístěné v mozkovém kmeni k synapsím OHC v Cortiho orgánu v kochleě. OHC jsou inervovány eferentními vlákny sluchového nervu. OHC hrají hlavní roli v úloze kochleárního zesilovače. Aktivace MOC reflexu mění morfologii OHC, některé zdroje pak uvádějí že MOCR může působit změnu tuhosti BM [23]. Důsledkem aktivace MOCR je snížení zesílení kochleárního zesilovače [17]. Navzdory prohlubování vědění v oblasti fyziologie MOC reflexu stále není zcela zřejmá jeho biologická úloha. Některé studie naznačují, že MOC reflex plní roli ochrannou (při intenzivní akustické expozici chrání sluch před jeho poškozením) nebo že by mohl zlepšovat rozumění řeči v hluku (např. [18, 22]). Většina MOC neuronů je buzena zvukem řízenými vstupy z obou kochleárních jader, přičemž dominantní složka přichází z kochley na opačné (kontralaterální) straně [16]. MOC reflex lze pro danou kochleu vyvolat jednak stimulací kontralaterální, jednak stimulací ucha na stejné straně (ipsilaterální stimulace). V této práci je použita metoda měření OAE při kontralaterální akustické stimulaci. Je tak použita neinvazivní metoda studia sluchu, která předejde vzájemnému maskování měřících signálů (ipsilaterálního tónu a kontralaterálního supresoru).

Jednou z publikací o které se tato práce opírá je článek Wei Zhaa a kol. [23], kteří zkoumali eferentní modulaci SFOAE při kontralaterální stimulaci. Na obrázku 1.2 (převzato z [23]) je zobrazena amplituda a fáze SFOAE vyvolaných čistým tónem o intenzitě 40 dB SPL. Modrá křivka zobrazuje případ SFOAE bez kontralaterální stimulace, červená křivka případ s kontralaterální stimulací a zelená křivka pak značí rozdíl těchto dvou signálů



Obrázek 1.2: Eferentní modulace SFOAE, převzato z [23]

ΔP , tedy jejich residuum. V průběhu amplitudy signálu SFOAE lze vidět kvaziperiodickou strukturu maxim a minim, která bývá v literatuře označována jako *fine structure*. Při kontralaterální stimulaci dochází oproti stavu bez kontralaterální stimulace k posunu ve *fine structure* směrem k vyšším frekvencím a k poklesu v amplitudě SFOAE. Takováto modulace signálu SFOAE při kontralaterální stimulaci je připisována aktivaci MOCR [23]. Stejné chování při aktivaci MOCR bylo pozorováno u DPOAE [24, 25] a SOAE [26, 27]. Dle Zhaa a kol. [23] dochází při aktivaci MOCR ke snížení zesílení kochleárního zesilovače, které má za následek pokles v amplitudě SFOAE. Posuny ve *fine structure* při aktivaci MOCR směrem k vyšším frekvencím, jsou dle autorů [23] dány změnou tuhosti BM, což má za následek změnu charakteristické frekvenční mapy BM. Rychle rotující fáze na obrázku 1.2 značí nenulové skupinové spoždění OAE, které je důsledkem generace OAE pomocí mechanismu lineárního koherentního odrazu probíhajícího s určitou latencí (v kmitočtovém rozsahu 1 – 4 kHz alespoň 3 ms [12]). Dalším z cílů této práce je snaha ozřejmení vlivu kontralaterální suprese na *fine structure* SFOAE a prokázat možné příčiny takto vyvolaných změn.

Kapitola 2

Experimenty

Tato kapitola se věnuje měřením OAE a jejich výsledkům. Hlavním cílem bylo změřit SFOAE a vliv kontralaterálního šumu (šumu prezentovaného do opačného ucha než toho, ve kterém se provádí měření) na otoakustické emise. Naměřená data jsou kontextualizována s experimentálně získanými daty Zhaa a kol. [23] prezentovanými na obrázku 1.2 v předešlé kapitole. Měření se účastnili tři lidé (subjekty *s001*, *s003*, *s007*). Podružně pak byly měřeny SFOAE pro různé intenzity stimulace L_p a také SOAE.

2.1 Metody

Podkapitola 2.1 se zabývá metodami měření OAE použitými v této diplomové práci. Dále jsou uvedeny dvě různé metody extrakce SFOAE z naměřených odezev. První metodou je časově frekvenční filtrace zahrnující využití supresoru, druhým přístupem je metoda spektrálního vyhlazení [15].

2.1.1 Měření SFOAE

Měření se účastnily tři lidé – subjekty s dobrým sluchem (práh slyšení čistého tónu < 20 dB SPL při frekvencích 0,25 – 8 kHz). Data jednotlivých subjektů jsou označena *s001*, *s003* a *s007*. SFOAE byly měřeny metodou suprese

resp. modifikovaným paradigmatem potlačení prokládáním [12, 15] (angl. *suppression interleaved paradigm*). Buzení bylo prováděno pomocí sondy pro měření OAE postupně signálem prezentovaným ve čtyřech intervalech:

1. p_1 – základní testovací tón f_0
2. $p_2 - f_0$ a supresor (50 dB hladiny dopředného tlaku FPL¹, 50² Hz pod tónem f_0)
3. p_3 – základní testovací tón f_0
4. $p_4 - f_0$ a supresor s opačnou polaritou oproti supresoru v intervalu p_2

Metoda suprese je založena na předpokladu, že naměřená odezva v intervalech p_1 a p_3 se skládá ze vstupního signálu, na kterém jsou superponovány SFOAE, zatímco u intervalů p_2 a p_4 je docíleno potlačení SFOAE pomocí supresoru. Pro vhodné potlačení otoakustických emisí je použit supresor o blízké frekvenci (o 50 Hz nižší než testovací tón) a vyšší intenzitě (50 dB dopředného tlaku FPL) než u testovacího tónu f_0 . Zmíněný dopředný tlak FPL (angl. *forward pressure level*) vychází z kalibrace, která byla při měřeních použita a je blíže vysvětlen v podkapitole 2.1.2. Výsledná emise SFOAE byla pro případ metody potlačení prokládáním (viz podkapitola 2.1.3) vypočtena jako $(p_1 + p_3 - p_2 - p_4)/2$. Základní tón f_0 a supresor byly generovány vzestupným rozmítaným sinem (sweepem) rychlostí $v_s = 0,5$ oktávy/s. Základní tón f_0 byl přeladován od 1 kHz do 4 kHz. SFOAE byly měřeny pro tóny $f_0 = 20, 25, 30, 35$ a 40 dB FPL.

Během měření byly sondou opakovaně prezentovány sweeepy. Měření bylo zastaveno poté, co se významně nezměnila vypočtená amplituda SFOAE (bylo použito vždy minimálně 10 opakování – 40 intervalů). SFOAE byly extrahovány z měřených odezev metodou nejmenších čtverců navrženou v [29]. Metoda nejmenších čtverců je při měřeních využita následovně. Pro získání SFOAE je generován předpokládaný signál (tedy signál o frekvenci SFOAE) a pomocí metody nejmenších čtverců jsou pak parametry signálu upravovány tak, aby byl co nejpodobnější měřenému signálu (tzv. fitování). Z důvodu dvou různých metod extrakce SFOAE (viz podkapitoly 2.1.3 a 2.1.4) použitých v této práci byla metoda nejmenších čtverců použita tak, že generovaný signál byl fitován do signálu $(p_1 + p_3)/2$ a následně do signálu $(p_2 + p_4)/2$. Výsledná emise byla pro případ metody potlačení prokládáním (viz podkapitola 2.1.3) získána pomocí rozdílu $p_{\text{OAE}} = (p_1 + p_3)/2 - (p_2 + p_4)/2$ takto fitovaných signálů. Pro případ metody spektrálního vyhlazování (viz podkapitola 2.1.4) byl vyhlazován pouze první signál, tedy $(p_1 + p_3)/2$. Metoda nejmenších čtverců

¹Hladina dopředného tlaku vychází z kalibrace použité při měřeních, viz kapitola 2.1.2

²Obdobné hodnoty parametrů pro supresor se používají v literatuře, např. [28]

použitá pro extrakci SFOAE je blíže popsána v [29]. Analýza byla provedena ve 125 ms dlouhých časových úsecích signálu (tvarovaných Hannovým oknem, krokem 11,34 ms). Parametry použité pro analýzu byly stanoveny na základě optimálních parametrů pro daný frekvenční rozsah uvedených v [30].

Aktivace mediálního olivokochleárního reflexu (MOC) byla vyvolána kontralaterálně 50 a 70 dB SPL širokopásmovým bílým šumem. Bílý šum byl tvarován Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu s nulovou fází (funkce *filtfilt* v programovém prostředí Matlab) s $f_{min} = 50$ Hz, $f_{max} = 10$ kHz. Onset a offset signálu byly tvarovány rampami se zvýšeným kosinem o délce $t_r = 20$ ms. Při měření byl kontralaterální šum spuštěn 200 ms před spuštěním testovacího tónu (nebo testovacím tónem f_0 a supresorem) z důvodu určitého času nutného pro uplatnění MOCR [16].

■ 2.1.2 Použité přístroje a kalibrace

Pro měření byla použita sonda určena k měření OAE Etymotic Research ER-10C. Sonda byla zapojena do zvukové karty RME Fireface UCX a následně do počítače se softwarem vyvinutým skupinou vedenou Dr. Václavem Vencovským v programovém prostředí Matlab. Měření byla provedena v odhlučněné buňce. Všechna měření byla schválena etickou komisí Českého vysokého učení technického v Praze. Intenzita vstupního stimulu byla vztažena k dopředné tlakové vlně (angl. *forward pressure level*, zkr. FPL) [31]. Théveninovy parametry sondy byly vypočteny s ohledem na efekt evanescentní vlny [32].

Širokopásmový šum byl prezentován do kontralaterálního ucha pomocí sluchátek Sennheiser HD 280. Kalibrace sluchátek byla provedena na umělém uchu Brüel and Kjær 4153.

■ 2.1.3 Časově frekvenční filtrace zahrnující využití supresoru

Lineární koherentní odraz generuje frekvenčně závislé OAE s různou latencí. Latence by měla v použitém kmitočtovém rozsahu (1 – 4 kHz) u lidí činit alespoň 3 ms [12]. Technika časově-frekvenční filtrace vyvinutá Moletim a kol. [33] poskytuje užitečný nástroj umožňující analýzu a vizualizaci signálu SFOAE v časové i frekvenční oblasti. Je tedy možné analyzovat latenci jednotlivých zdrojů SFOAE a také změny jejich distribuce při kontralaterální

supresi. Časově-frekvenční analýza pomocí waveletů může mít oproti filtračním technikám v časové oblasti určité výhody. Časově-frekvenční analýza poskytuje přímou informaci o distribuci energie OAE v časově-frekvenční rovině, což umožňuje oddělení komponent OAE s různou latencí [34]. Lineární reflexní komponentu SFOAE lze z výsledného signálu extrahovat po časově-frekvenční filtraci odstraněním složek signálu s latencí nižší než latencí danou hyperbolickou funkcí $a \cdot f^{-b}$, kde $b = -1$ a $a = 6,5$ a vyšší latencí než latencí danou stejnou hyperbolickou funkcí pro $a = 32,5$ (viz obrázek 2.2). Složky s delší latencí, než latencí vymezenou hyperbolickou funkcí pro $a = 32,5$ jsou v naměřené odezvě přítomné kvůli dodatečným odrazům od trémínku k místu s nehomogenitou na BM, které jsou následně odraženy opět nazpět směrem k trémínku [12].

2.1.4 Metoda spektrálního vyhlazení

V kapitolách 2.1.1 a 2.1.3 byla popsána metoda extrakce SFOAE z naměřených dat pomocí potlačení prokládáním. Úskalím této metody může být případné ovlivnění extrahovaného SFOAE supresorem při prezentovaných intervalech p_2 a p_4 . Jednou z možností je, že supresor způsobí MEMR. Eferentní vliv MEMR resp. práh aktivace MEMR nastává typicky při intenzitách vstupních stimulací $L > 80$ dB SPL a supresor $L_s=50$ dB by tak neměl ovlivnit výsledné SFOAE aktivací MEMR. Dle Boothalingama a Godmana [18], kteří zkoumali mj. práh MEMR experimentálně, může k jeho aktivaci docházet při nižších hodnotách akustické stimulace (60 dB SPL). SFOAE byly proto ověřeny další metodou tzv. spektrálním vyhlazením (angl. *spectral smoothing*) [15]. Obě použité metody jsou v literatuře prezentovány jako metody, které při měření SFOAE poskytují stejné výsledky [28]. SFOAE je extrahováno pouze z odezev naměřených v intervalech p_1 a p_3 . Metoda spektrálního vyhlazení je ekvivalentem metody filtrace v časové oblasti. Sklon ve fázové frekvenční charakteristice koresponduje s latencí signálu v časové oblasti. U měření SFOAE se předpokládá, že emise generované lineárním koherentním odrazem budou mít rotující fázi a tudíž určitou latenci. Latence, nebo také skupinové zpoždění, je totiž dána derivací fáze podle frekvence.

Metoda spektrálního vyhlazování funguje následovně. Spektrum představující tlak naměřený sondou se převede do časové oblasti pomocí zpětné Fourierovy transformace (zkr. FT) – v Matlabu funkce *ifft()*. Protože je latence SFOAE frekvenčně závislá, je vhodné před transformací do časové oblasti spektrum interpolovat s použitím logaritmické frekvenční osy [35]. Následně se SFOAE v časové oblasti vynásobí vhodně zvoleným okénkem, které odstraní veškeré komponenty jejichž latence je vyšší, než zvolená latence (tedy komponenty s dlouhou latencí, které představují SFOAE). Po převedení

zpět do frekvenční oblasti je možné takto vzniklé (filtrované) spektrum odečíst od spektra představujícího tlak ve zvukovodu při měření emisí: $(p_1 + p_3)/2$. Výsledné spektrum po odečtení představuje SFOAE. Délka použitého okénka $t_w = 0,5$ ms. Nevýhodou této metody však je snížená relevance dat v oblastech frekvencí na krajích uvažovaného spektra.

■ 2.2 Výsledky

V této kapitole jsou zobrazeny výsledky měření z části 2.1. Je zde zobrazována především amplituda a fáze SFOAE v závislosti na frekvenci. Pomocí techniky časově-frekvenční filtrace vyvinuté Moletim a kol. [33] je dále zobrazena amplituda SFOAE v závislosti na frekvenci a skupinovém zpoždění (latenci).

■ 2.2.1 Měření vlivu kontralaterální stimulace

Obrázky 2.1, 2.2, 2.3, 2.4 zobrazují časově-frekvenční distribuci SFOAE měřenou u subjektů *s001*, *s003* a *s007* pro hodnoty vstupních stimulů $L_p = 25$ a 35 dB FPL. Obrázky 2.1, 2.2 používají pro extrakci SFOAE metodou využívající supresor (viz podkapitola 2.1.3), obrázky 2.3, 2.4 využívají metodu spektrálního vyhlazení (viz podkapitola 2.1.4). Časově-frekvenční distribuce byly spočteny pomocí filtrační techniky převzaté z [33]. Komponenta generovaná v důsledku mechanismu lineárního koherentního odrazu je vymezena v oblasti ohraničené dvěma hyperbolami zobrazenými bílými čarami. Jelikož každý subjekt dosahuje různých amplitud SFOAE, zobrazení v obrázcích 2.1 – 2.4 je napříč sloupci pouze relativní, ovšem v rámci sloupců (pro daný subjekt) konzistentní. Můžeme tak pozorovat potlačení SFOAE při aktivaci MOC reflexu způsobeným kontralaterální stimulací. Pro obě úrovně ipsilaterální stimulace 25 a 35 dB FPL (oba obrázky) však lze konstatovat, že se distribuce SFOAE v časově-frekvenční oblasti zásadně nemění – je téměř nezávislá na intenzitě stimulu nebo dokonce na samotné přítomnosti kontralaterální stimulace. Časově-frekvenční distribuce SFOAE se výrazně nemění ani při vyšší intenzitě (70 dB SPL) kontralaterální stimulace. Kontralaterální stimulace tedy výrazně neovlivňuje nehomogenitu podél BM. Změna (zvýraznění) nehomogenit podél BM v důsledku MOCR by hypoteticky mohla kompenzovat relativně malý (přibližně 1 – 3 dB) pokles amplitudy SFOAE při aktivaci MOCR [16]. V časově-frekvenčních reprezentacích SFOAE na obrázcích 2.3, 2.4 si dále můžeme všimnout přítomnosti krátkolatenční komponenty (emise s nižší latencí, než latencí vymezenou hyperbolou pro $a = 6,5$). Přítomnost krátkolatenční komponenty může mít vícero vysvětlení. Přítomnost krátkolatenční

komponenty v časově-frekvenční distribuci SFOAE potvrzují [36].

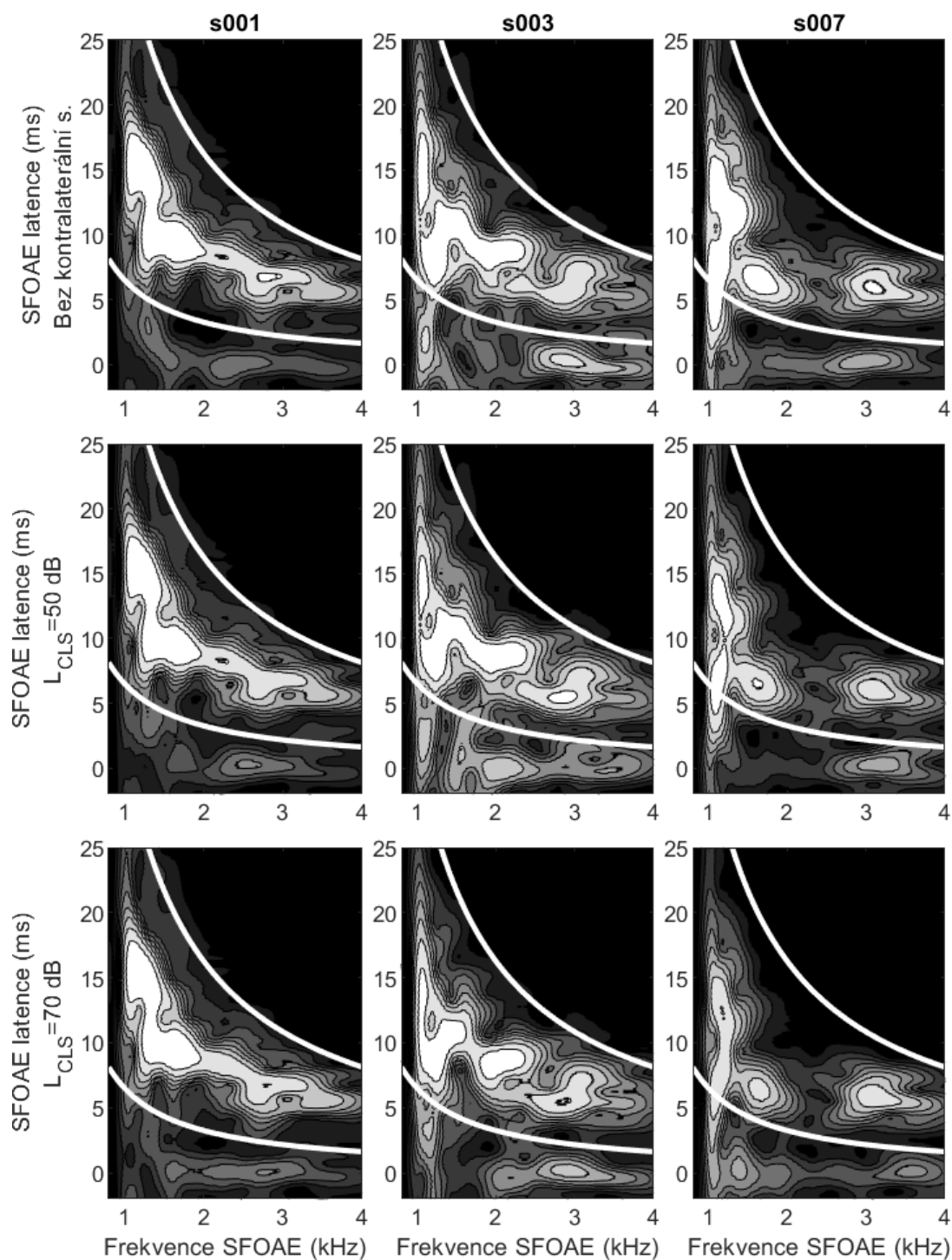
Možná vysvětlení přítomnosti krátkolatenční komponenty v SFOAE:

1. Vliv měření: pokud by supresor aktivoval MEMR, může změna impedance ve středním uchu způsobit krátkolatenční komponentu. Zhao a kol. [23] při měření vybírali subjekty, které měly práh středoušního reflexu posunutý k vyšším intenzitám (práh MEMR > 90 dB SPL). Vzhledem k omezenému počtu subjektů, pro které bylo v této práci prováděno měření, nebyla takováto selekce možná.
2. Při vyšších intenzitách stimulace (asi $L_p > 30$ dB SPL) je mechanismus generace SFOAE složitější a kromě mechanismu lineárního koherentního odrazu se může uplatňovat mechanismus nelineárního zkreslení (distorze). Latence nelineární distorzní komponenty je nižší. V práci [37] je ukázáno, že krátkolatenční komponenta může být vyvolána také kvůli mechanismu nelineární reflexe způsobené přítomností supresoru.

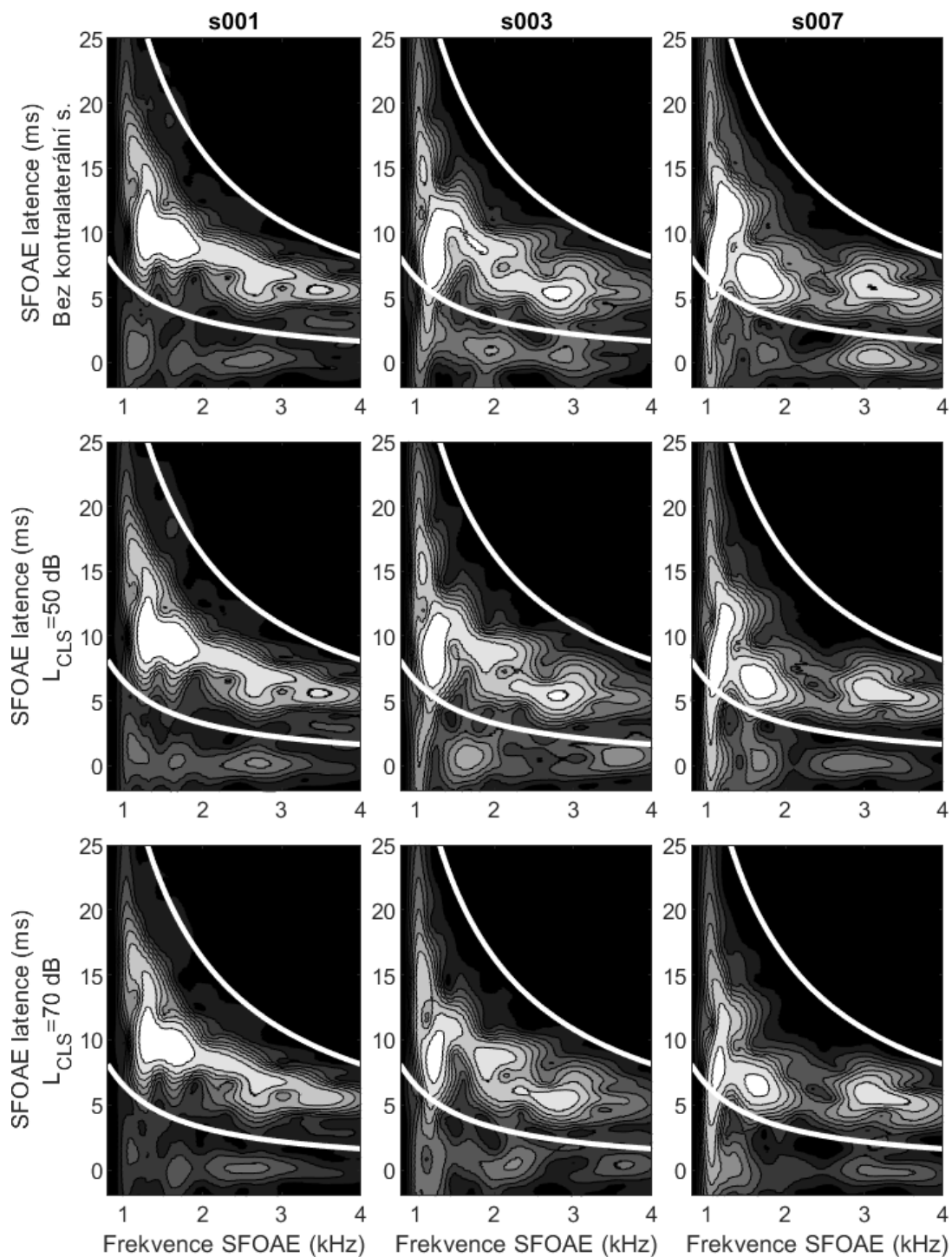
U metody spektrálního vyhlazení (obrázky 2.3, 2.4) dochází při extrakci SFOAE k již zmiňovanému okrajovému efektu, který způsobuje nerelevanci dat v okrajových částech uvažovaného frekvenčního spektra.

Obrázek 2.5 resp. 2.6 zobrazuje komponentu SFOAE s delší latencí extrahovanou z dat zobrazených na obrázku časově-frekvenční distribuce SFOAE 2.1 resp. 2.2. Extrahovaná lineární reflexní komponenta tak zahrnuje pouze data, která jsou v obrázcích 2.1 a 2.2 ohraničená dvěma bílými hyperbolami. SOAE zobrazené žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*. Ostatní dva subjekty SOAE neměly. U obrázků 2.5 a 2.6 můžeme pozorovat jak se mění *fine structure* v závislosti na kontralaterální stimulaci. Kontralaterální suprese způsobuje snížení amplitudy SFOAE (v případě intenzity kontralaterální stimulace $L_{CLS} = 50$ dB SPL dochází ke snížení amplitudy do 3 dB) a frekvenční posuv směrem k vyšším frekvencím. Pro vyšší intenzitu kontralaterálního šumu $L_{CLS} = 70$ dB SPL pak dochází k vyšším poklesům amplitudy SFOAE (u subjektu *s007* až o 7 dB) a k většímu posunu *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím. Tyto výsledky souhlasí s daty Zhaa a kol. [23]. Frekvenční posuny jsou nejvíce výrazné v místech lokálních minim ve *fine structure* SFOAE. Na základě vizuální interpretace naměřených dat lze říci, že nejmenší vliv kontralaterální suprese je vidět u subjektu *s001*. U subjektu *s001* se navíc ukazuje, že frekvence lokálních maxim ve *fine structure* SFOAE zhruba odpovídá frekvencím naměřených SOAE. Obdobnou souvislost mezi SOAE a *fine structure* SFOAE ukázaly i jiné studie (např. [23, 38]) a je možné ji vysvětlit díky teorii, která říká, že SOAE jsou důsledkem opakovaných odrazů mezi třmínkem a místem podél BM, kde jsou nehomogenity.

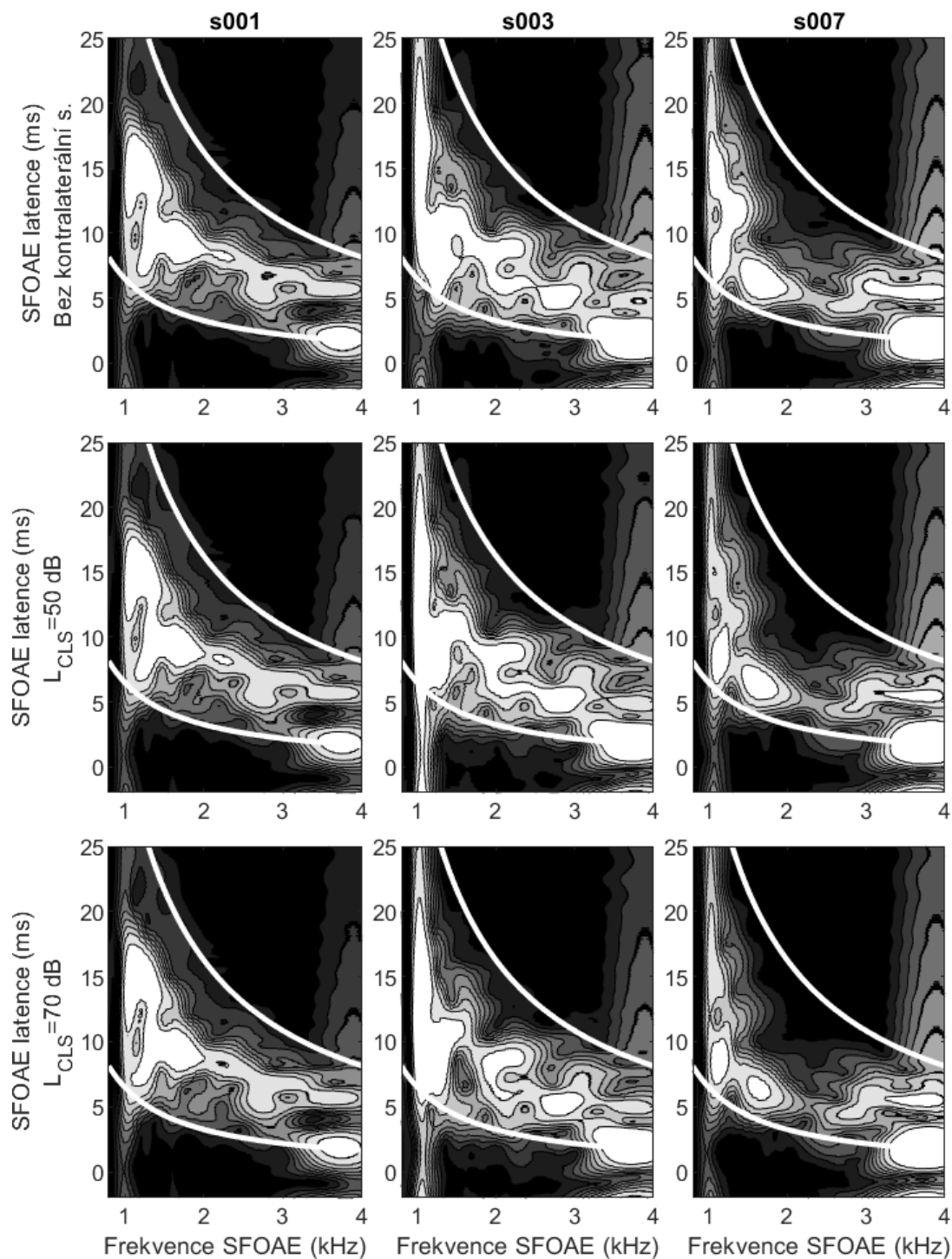
Na obrázku 2.7 resp. 2.8 jsou dále zobrazena totožná měření jako na obrázku 2.5 resp. 2.6 (případ $L_p = 25$ dB SPL, resp. $L_p = 35$ dB SPL). Místo metody potlačení prokládáním je však použita metoda spektrálního vyhlazování. Při porovnání obrázků 2.6 a 2.8 zohledňující dvě různé metody extrakce SFOAE nejsou na první pohled patrné velké rozdíly. Z kvalitativního hlediska porovnaných dat lze říci, že zmiňované posuvy ve *fine structure* směrem k vyšším frekvencím a pokles amplitudy při aktivaci MOCR jsou v oblasti lokálních maxim platné pro obě metody extrakce SFOAE. V oblasti lokálních minim SFOAE jsou však data získaná metodou spektrálního vyhlazování méně jednoznačná a konzistentní – v datech není zřejmý a jednotný trend chování *fine structure*. Dle fázových charakteristik na obrázcích 2.5 – 2.8 je zřejmé, že residuum rychle rotuje, což Guinan a kol. [39] vysvětluje tím, že residuum je ovlivněno především MOC reflexem, nikoliv MEMR. Při použitých intenzitách kontralaterální stimulace (< 80 dB SPL) by totiž nemělo docházet k aktivaci MEMR.



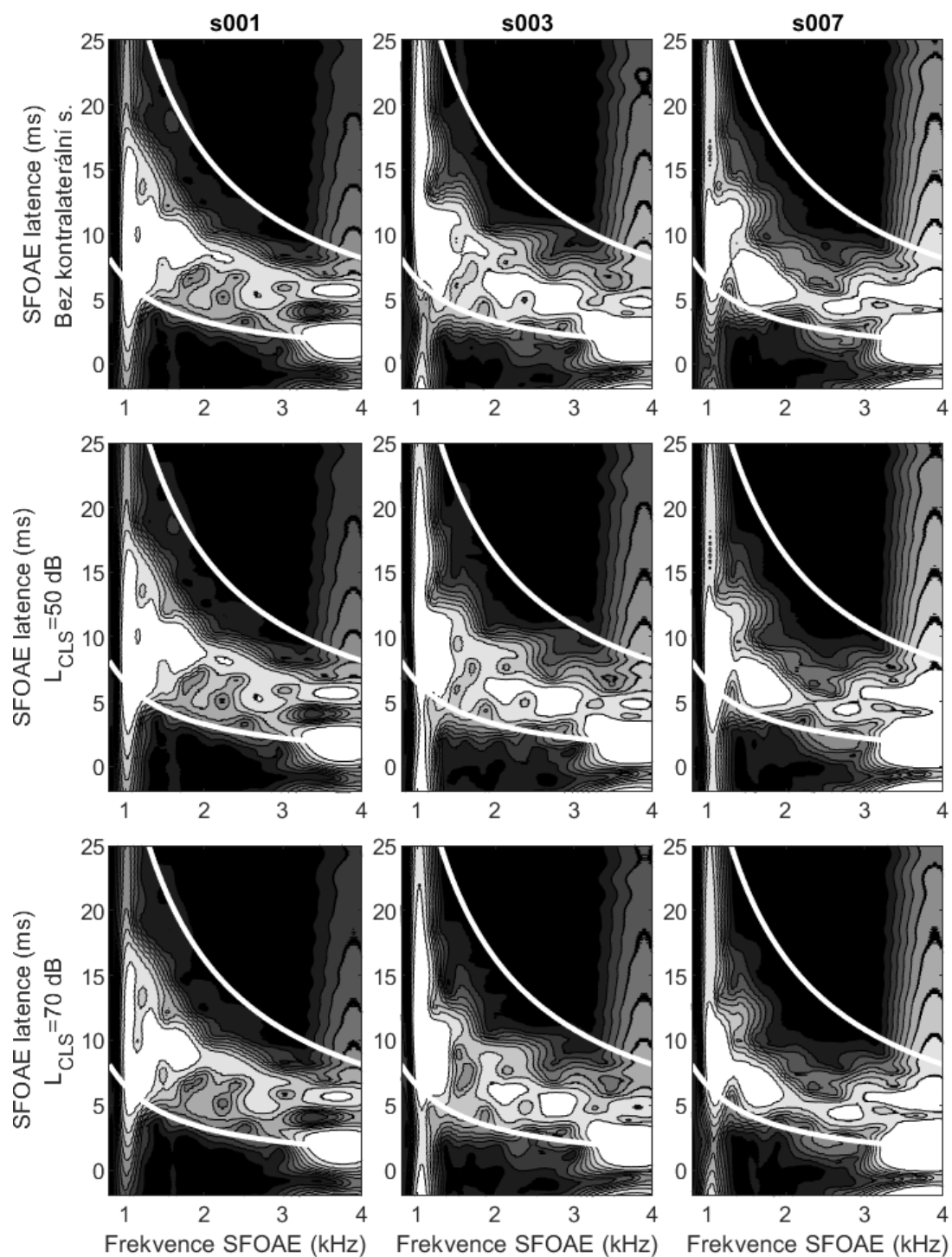
Obrázek 2.1: Časově frekvenční distribuce SFOAE extrahované s využitím metody supresoru. SFOAE bylo měřeno u tří subjektů (*s001*, *s003*, *s007*). SFOAE jsou měřeny pro $L_p = 25$ dB FPL.



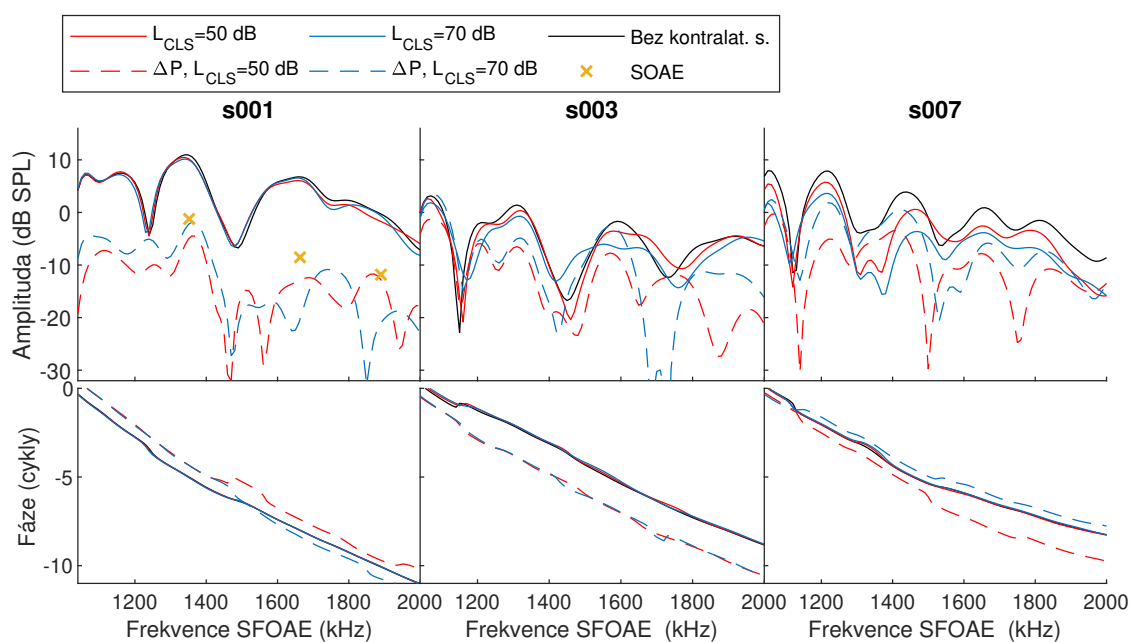
Obrázek 2.2: Časově frekvenční distribuce SFOAE extrahované s využitím metody supresoru. SFOAE bylo měřeno u tří subjektů (*s001*, *s003*, *s007*). SFOAE jsou měřeny pro $L_p = 35$ dB FPL.



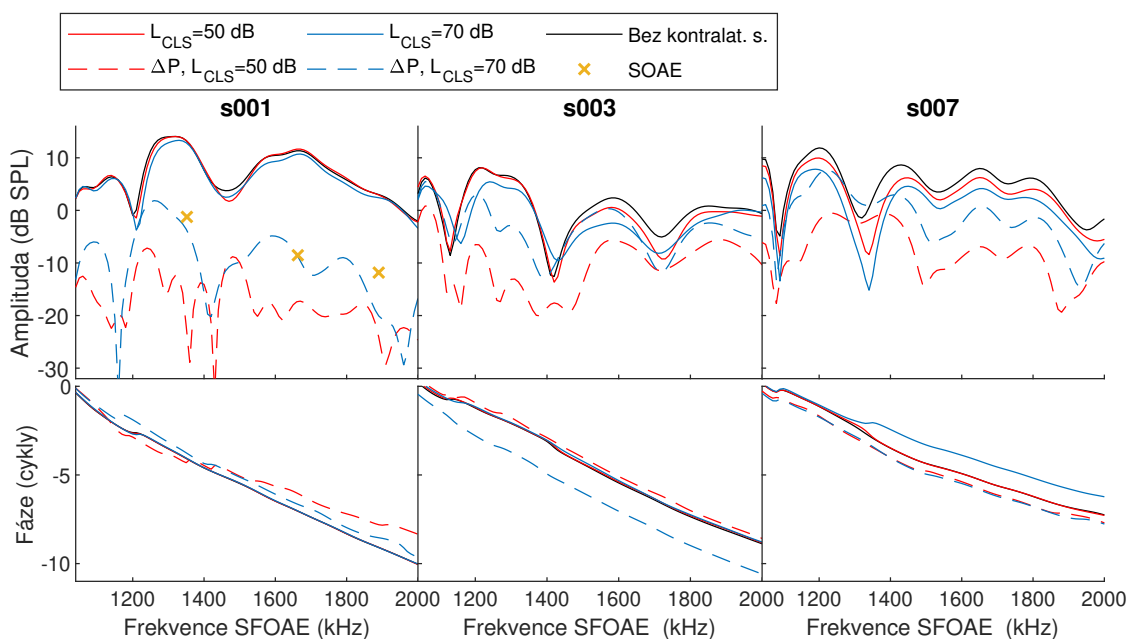
Obrázek 2.3: Časově frekvenční distribuce SFOAE extrahované s využitím metody spektrálního vyhlazování. SFOAE bylo měřeno u tří subjektů (*s001*, *s003*, *s007*). SFOAE jsou měřeny pro $L_p = 25$ dB FPL.



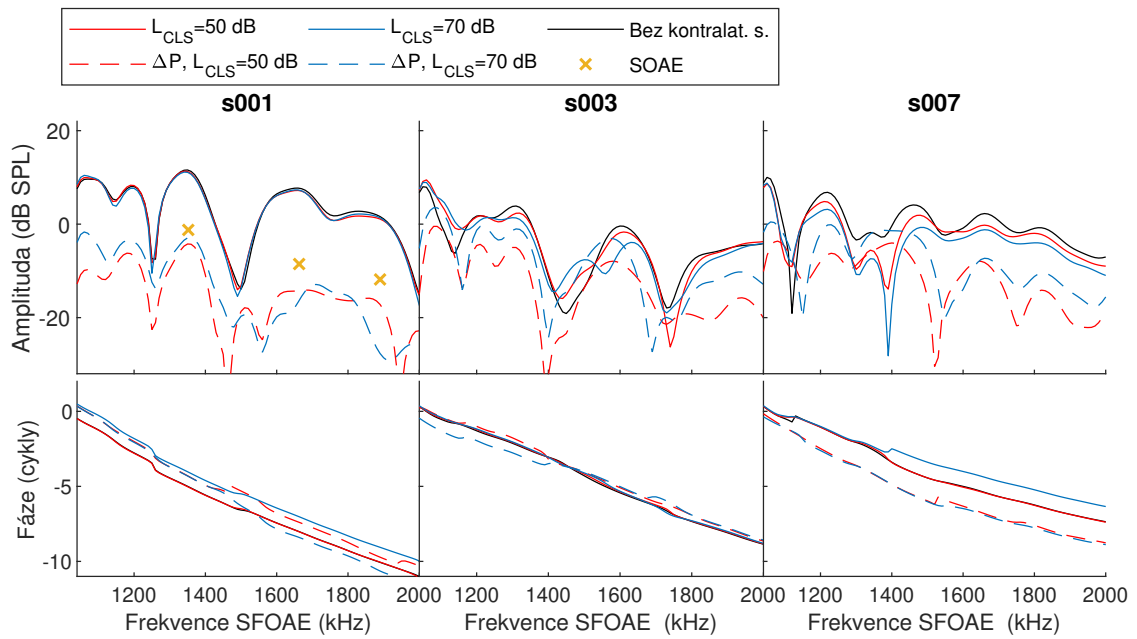
Obrázek 2.4: Časově frekvenční distribuce SFOAE extrahované s využitím metody spektrálního vyhlazování. SFOAE bylo měřeno u tří subjektů (*s001*, *s003*, *s007*). SFOAE jsou měřeny pro $L_p = 35$ dB FPL.



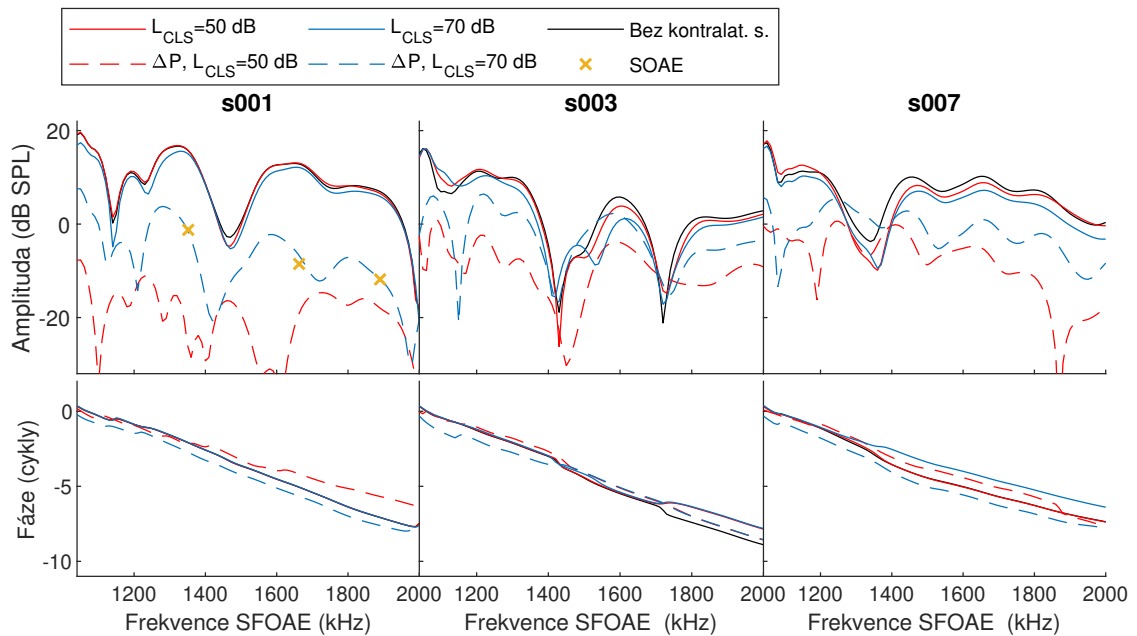
Obrázek 2.5: Koherentní reflexní komponenta SFOAE extrahovaná z dat zobrazených na obrázku 2.1, tedy pro $L_p = 25$ dB FPL. Přerušované čáry zobrazují residuum SFOAE znázorňující vliv MOC reflexu a MEMR na SFOAE. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.



Obrázek 2.6: Koherentní reflexní komponenta SFOAE extrahovaná z dat zobrazených na obrázku 2.2, tedy pro $L_p = 35$ dB FPL. Přerušované čáry zobrazují residuum SFOAE znázorňující vliv MOC reflexu a MEMR na SFOAE. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.



Obrázek 2.7: Koherentní reflexní komponenta SFOAE získaná metodou spektrálního vyhlazení pro případ $L_p = 25$ dB FPL. Přerušované čáry zobrazují residuum SFOAE znázorňující vliv MOC reflexu a MEMR na SFOAE. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.



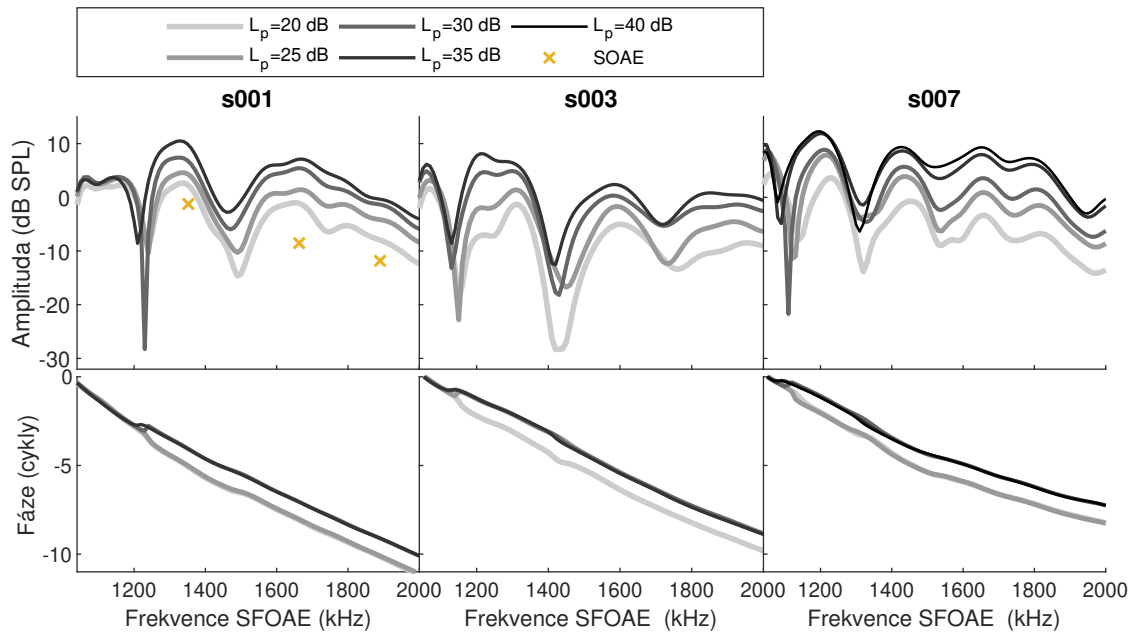
Obrázek 2.8: Koherentní reflexní komponenta SFOAE získaná metodou spektrálního vyhlazení pro případ $L_p = 35$ dB FPL. Přerušované čáry zobrazují residuum SFOAE znázorňující vliv MOC reflexu a MEMR na SFOAE. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.

■ 2.2.2 Měření vlivu intenzity stimulace L_p na SFOAE a měření SOAE

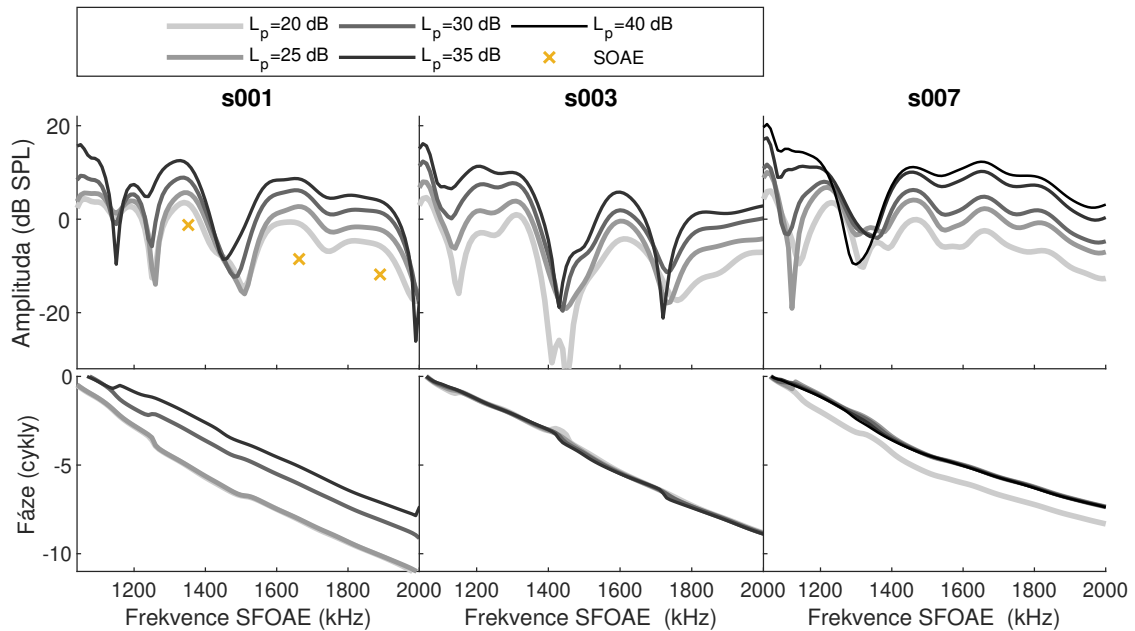
Pokud by kontralaterální stimulace ovlivnila také MEMR, pak může být snížení amplitudy SFOAE pouze projevem snížení přenosové charakteristiky středního ucha jednak pro signál, který do kochley vstupuje a pak také pro samotnou emisi, která z kochley vychází ven přes středoušní kůstky až do zvukovodu. Proto je v této podkapitole prezentován vliv intenzity signálu na *fine structure* SFOAE.

Obrázek 2.9 zobrazuje komponentu SFOAE s delší latencí (koherentní reflexní komponenta) měřených pro $L_p = 20, 25, 30, 35,$ a 40 dB FPL, bez použití kontralaterální stimulace. Snížení intenzity stimulu vede ke snížení amplitudy SFOAE a k frekvenčnímu posuvu směrem k vyšším frekvencím. Sklon fáze, který je dán latencí SFOAE, se s intenzitou stimulu L_p v použitém rozsahu téměř nemění. Drobné změny ve fázi jsou důsledkem skokových změn fáze v místech minim amplitudy SFOAE. Tato minima jsou důsledkem destruktivní interference mezi jednotlivými odrazy (zdroji), které přicházejí k třmínku směrem od nehomogenit podél BM. V místech minim mají tyto zdroje takovou fázi, která způsobí jejich destruktivní interferenci, důsledkem čehož jsou také skokové změny ve fázi SFOAE. Výsledky ukazují, že k posunům ve *fine structure* SFOAE dochází i když se mění samotná intenzita stimulace L_p . Posuny ve *fine structure* vyvolané změnou intenzity stimulace L_p mohou být důsledkem přeskupování jednotlivých zdrojů SFOAE (dominance zdrojů blíže k bázi, kde je sklon fáze u kochleárních filtru menší), a také mohou být důsledkem případného vlivu komprese. Pro $L_p > 30$ dB začíná být kochleární zesilovač limitován a odezva BM se začíná měnit (oblast excitovaná postupnou vlnou se rozšiřuje, posouvá se směrem k bázi a amplituda roste komprimovaně).

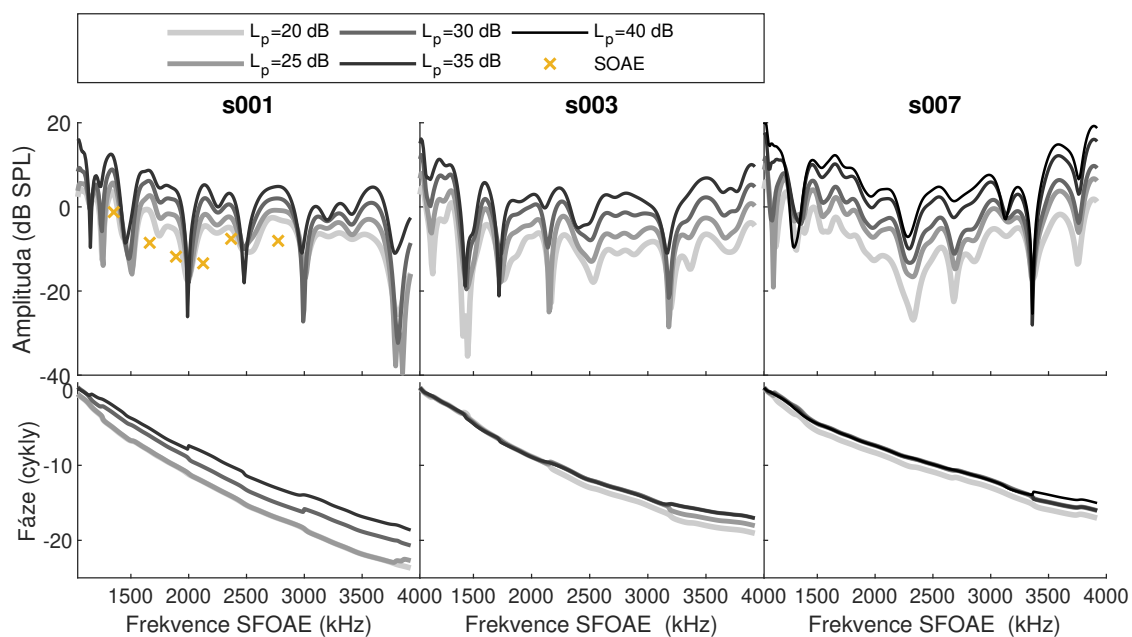
Pro případ měření OAE bez kontralaterální stimulace byly rovněž srovnány použité metody extrakce SFOAE. Na obrázku 2.10 jsou zobrazena stejná měření jako u obrázku 2.9. Na obrázku 2.11 vidíme stejná data jako na obrázku 2.10, tedy pro případ metody extrakce SFOAE pomocí spektrálního vyhlazení, ale v širším frekvenčním rozsahu (1 – 4 kHz). Jak bylo již vysvětleno výše, v naměřených datech lze vidět zjevnou korelovanost dat SOAE a lokálních maxim *fine structure* SFOAE, což potvrzuje i obrázek 2.11.



Obrázek 2.9: Metoda suprese – amplituda a fáze koherentní reflexní komponenty SFOAE měřená pro $L_p = 20 - 40$ dB FPL (40 dB FPL bylo měřeno pouze u subjektu *s007*). Při zvyšujícím se L_p , se tloušťka čáry zmenšuje a je vykreslena tmavší barvou. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.



Obrázek 2.10: Metoda spektrálního vyhlazení – amplituda a fáze koherentní reflexní komponenty SFOAE měřená pro $L_p = 20 - 40$ dB FPL (40 dB FPL bylo měřeno pouze u subjektu *s007*). Při zvyšujícím se L_p , se tloušťka čáry zmenšuje a je vykreslena tmavší barvou. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*.



Obrázek 2.11: Metoda spektrálního vyhlazení – amplituda a fáze koherentní reflexní komponenty SFOAE měřená pro $L_p = 20, 25, 30, 35,$ a 40 dB FPL (40 dB FPL bylo měřeno pouze u subjektu *s007*). Při zvyšujícím se L_p , se tloušťka čáry zmenšuje a je vykreslena tmavší barvou. SOAE znázorněny žlutými křížky byly naměřeny pouze u subjektu *s001*. Frekvenční rozsah $1 - 4$ kHz.

■ 2.2.3 Shrnutí měření SFOAE

U komponenty SFOAE s delší latencí (na obrázcích 2.5 – 2.8), která je generována v důsledku mechanismu lineárního koherentního odrazu, dochází při kontralaterální stimulaci k poklesu amplitudy ve *fine structure* SFOAE a k frekvenčnímu posuvu směrem k vyšším frekvencím. Posuny ve *fine structure* jsou v lokálních maximech SFOAE patrné u téměř všech subjektů pro obě metody extrakce SFOAE (obrázky 2.5 – 2.8). Tento výsledek je v souladu se Zhaem a kol. [23]. V oblasti lokálních minim SFOAE jsou však data získaná metodou spektrálního vyhlazování (obrázky 2.7 a 2.8) méně jednoznačná a konzistentní – v datech není zřejmý a jednotný trend chování *fine structure*.

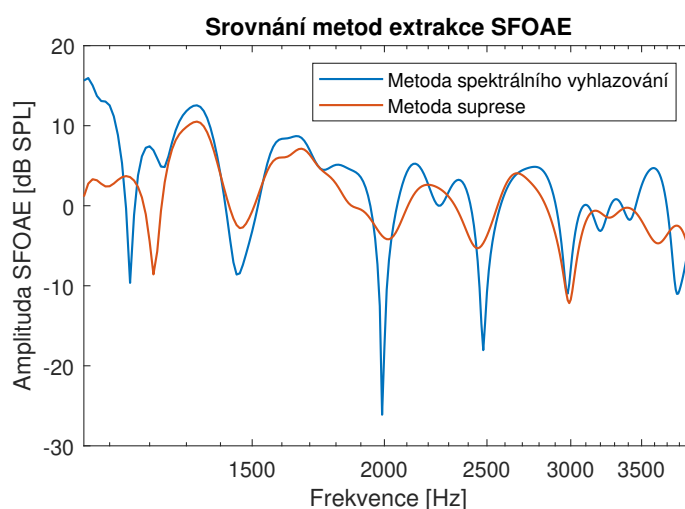
Posun lokálních minim amplitudy SFOAE při zvyšování akustické stimulace směrem k nižším frekvencím vidíme pro případ bez kontralaterální stimulace s využitím metody supresoru na obrázku 2.9. Pro extrakci SFOAE byla pro případ změny intenzity stimulace L_p využita i metoda spektrálního vyhlazování, jejíž výsledky jsou prezentovány na obrázku 2.10. Jelikož obě metody extrakce SFOAE (obrázky 2.9 a 2.10) vykazují stejný trend chování *fine structure* SFOAE, lze vyloučit případný vliv MEMR, který by nastal při použití ipsilaterálního supresoru. Stejný trend ve frekvenčních posuvech *fine structure* pak lze ve srovnání s vlivem kontralaterální stimulace pozorovat i pouze s vlivem změny intenzity stimulace L_p .

Možná vysvětlení chování amplitudy SFOAE v závislosti na prezentování a míře kontralaterální stimulace:

1. Posuny ve *fine structure* jsou dány změnou impedance středouší a tedy změnou přenosu středního ucha. Ke změnám v impedanci středního ucha může zároveň docházet vlivem použití supresoru. Nižší intenzita vstupního signálu způsobí v posuzovaném frekvenčním rozsahu pokles amplitudy SFOAE. Tím, že se mění přenos přes střední ucho, dojde i ke změně odezvy BM. Pro lepší pochopení chování *fine structure* SFOAE by bylo nutné získat více experimentálních dat. Možný efekt MEMR na OAE zkoumá následující kapitola, která používá model středního ucha.
2. Posuny ve *fine structure* jsou dány aktivací MOCR která mění zesílení kochleárního zesilovače, popřípadě tuhost BM [23].

Možné vysvětlení chování *fine structure* při změně intenzity vstupní stimulace L_p : při zvýšení intenzity stimulace L_p dojde ke zdůraznění zdrojů na BM, které jsou blíže bazální části BM a které mají nižší latenci. Při změně intenzity stimulace L_p dojde k posuvu postupné vlny na BM.

V podkapitolách 2.1.1 a 2.1.4 byly uvedeny dvě různé metody extrakce SFOAE z naměřených dat. Na obrázku 2.12 je zobrazeno srovnání extrakce SFOAE pomocí metody suprese a metody spektrálního vyhlazování. Srovnání bylo provedeno na naměřených datech u subjektu *s001* pro případ $L_p = 35$ dB SPL vstupní stimulace. Z obrázku je zřejmé, že mezi metodami jsou jisté rozdíly. Jednak dochází u porovnávaných metod k diskrepancím na okrajích uvažovaného spektra, což je způsobeno "stranovým" efektem extrakce SFOAE metodou spektrálního vyhlazení. Relevantní data pro metodu spektrálního vyhlazování lze při použité délce okna $t_w = 0,5$ ms uvažovat v rozsahu frekvencí $1,5 < f < 3$ kHz. Naopak u metody využívající supresoru dochází oproti metodě spektrálního vyhlazování k rozmělnění *fine structure* SFOAE.



Obrázek 2.12: Amplituda SFOAE získaná dvěma různými metodami extrakce. Srovnání bylo provedeno na naměřených datech u subjektu *s001* pro případ $L_p = 35$ dB SPL vstupní stimulace.

Shrnutí kapitoly 2

Tato kapitola se zabývá měřením SFOAE. Hlavním cílem bylo změřit SFOAE a vliv kontralaterálního šumu na OAE. Podružně pak byly měřeny SFOAE pro různé intenzity stimulace L_p a také SOAE. U komponenty SFOAE s delší latencí (na obrázcích 2.5 – 2.8), která je generována v důsledku mechanismu lineárního koherentního odrazu, dochází při kontralaterální stimulaci k poklesu amplitudy ve *fine structure* SFOAE a k frekvenčnímu posuvu směrem k vyšším frekvencím. Tento výsledek je v souladu se Zhaem a kol. [23]. V oblasti lokálních minim SFOAE jsou však data získaná metodou spektrálního vyhlazování (obrázky 2.7 a 2.8) méně jednoznačná a konzistentní – v datech není zřejmý a jednotný trend chování *fine structure*. Tento výsledek může

znamenat, že pozorovaný posun *fine structure* SFOAE může být zvýrazněn metodou měření využívající supresoru. Pro jednoznačný závěr by bylo nutné provést detailnější měření pro více subjektů. Při měření vlivu intenzity stimulace L_p na SFOAE obě metody extrakce SFOAE (obrázky 2.9 a 2.10) vykazují stejný trend chování *fine structure* SFOAE – nárůst amplitudy a posun směrem k vyšším frekvencím s rostoucí intenzitou stimulace L_p . Lze tak říci, že se tyto změny nedají vysvětlit pouze případným vlivem MEMR, který by nastal při použití ipsilaterálního supresoru. U subjektu *s001* se navíc ukazuje, že frekvence lokálních maxim ve *fine structure* SFOAE zhruba odpovídá frekvencím naměřených SOAE. Obdobnou souvislost mezi SOAE a *fine structure* SFOAE ukázaly i jiné studie (např. [23, 38]).

Kapitola 3

Model středního ucha a zvukovodu

Tato kapitola se zabývá modelem vnějšího a středního ucha použitým v této diplomové práci. V kapitole je předkládán popis modelu středního ucha a zvukovodu vycházející z [21, 40] s výsledky realizovaných simulací. Hlavním cílem části popsané v této kapitole je studium vlivu středního ucha a MEM reflexu na OAE.

3.1 Model

Vstupní částí sluchového ústrojí je vnější ucho, které je tvořeno zvukovodem na jehož konci je bubínek. Zvukovod lze z hlediska přenosu zvuku zjednodušeně chápat jako trubičku zakončenou membránou. Následuje středouší, které sestává ze tří středoušních kůstek (kladívka napojeného na bubínek, kovádlinky a třmínku) a středoušní dutiny. Výše popsanou soustavu lze modelovat jako mechanický systém, jehož blokové schéma a odpovídající analogie elektrického obvodu jsou znázorněny na obrázcích 3.1 a 3.2. Model zvukovodu vychází z [40, 41, 42]. Hodnoty použitých parametrů pro výpočet elektrických prvků zvukovodu jsou uvedeny v tabulce 3.1. Model středního ucha a hodnoty použitých prvků v této práci vycházejí z Pascala a kol. [21]. Model byl však již dříve vyvinut v [20, 43] a dále rozvíjen a revidován právě Pascalem a kol. [21] nebo např. v [44]. Důvodem použití modelu právě Pascala a kol. v této práci je shoda charakteristik modelu (přenosové funkce a vstupní impedance středního ucha) s experimentálně získanými daty, např. [18]. Použitý elektrický model Pascala a kol. udává kompletní popis středoušního aparátu a je dobrým nástrojem pro porozumění nelineárních mechanismů středního

Parametr	Symbol	Hodnota	Jednotky
Dynamická viskozita	μ	$1,83 \cdot 10^{-5}$	Pa · s
Měrná tepelná kapacita při stálém tlaku	C_p	1010	J/(kg · K)
Tepelná vodivost	λ	0,0244	W/(m · K)
Poměr měrné tepelné kapacity při stálém tlaku a stálém objemu	γ	1,4	[-]
Hustota vzduchu	ρ	1,18	kg/m ³
Adiabatická rychlost zvuku	c_0	345,9	m/s
Délka zvukovodu ¹	l_{EC}	1,5	cm
Poloměr bubínku	r_d	4	mm

Tabulka 3.1: Akustické parametry použité pro výpočet impedancí zvukovodu

ucha pro vstupní hladiny akustického tlaku $L < 160$ dB [21].

Na obrázku 3.2 jsou zachyceny akusticky významné části vnějšího a středního ucha. Zvukovod je modelován jako tzv. T-článek impedancí Z_{EC1} , Z_{EC2} , Z_{EC3} , kde impedance $Z_{EC1} = Z_{EC2}$, a které byly vypočteny pomocí následujících vztahů:

$$Z_{EC1} = Z_{EC2} = -\frac{\pi r_d^2}{k_z} \mathcal{L} \operatorname{tg}\left(\frac{k_z l_{EC}}{2}\right), \quad (3.1)$$

$$Z_{EC3} = \frac{\pi r_d^2}{k_z} \mathcal{L} \frac{1}{\sin(k_z l_{EC})}, \quad (3.2)$$

kde

$$\mathcal{L} = \frac{k_0 \rho_0 c_0}{j[1 - K_v]}, \quad (3.3)$$

$$k_z^2 = k_0^2 \frac{1 + (\gamma - 1)K_h}{1 - K_v}, \quad \operatorname{Re}\{k_z\} > 0 \quad \text{a} \quad \operatorname{Im}\{k_z\} < 0, \quad k_0 = \frac{\omega}{c_0}, \quad (3.4)$$

$$k_v = \frac{1 - j}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{\omega \rho_0}{\mu}}, \quad k_h = \frac{1 - j}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{\omega \rho_0 C_p}{\lambda}}, \quad K_{h,v} = \frac{2}{k_{h,v} r_d} \frac{J_1(k_{h,v} r_d)}{J_0(k_{h,v} r_d)}, \quad (3.5)$$

kde J_0 resp. J_1 je cylindrická Besselova funkce nultého resp. prvního řádu, prvního druhu. Vlnové číslo pro ztráty k_v resp. k_h vstupující do výpočtu komplexního vlnového čísla k_z zohledňuje ztráty třením resp. ztráty vedením tepla. Akustické parametry použité pro výpočet impedancí zvukovodu jsou uvedeny v tabulce 3.1.

Mezi zvukovodem a bubínkem se nachází blok středoušních dutin. Tento blok je umístěn před bubínkem, protože výchylka bubínku po celé jeho ploše

¹Zevní zvukovod je u dospělých lidí dlouhý zhruba 2,5 – 3,0 cm [45]. V použitém modelu je však bráno v úvahu částečné zaplnění zvukovodu špuntem měřicí sondy, jako je tomu u měření OAE.

Parametr	Značení	Hodnota
Objem dutin	V_c [cm ³]	2 – 6,8
Objem středoušní dutiny	V_{tc} [cm ³]	0,5
Hustota vzduchu	ρ_a [g · cm ⁻³]	$1,15 \cdot 10^{-3}$
Rychlost zvuku	c [cm · s ⁻²]	$3,5 \cdot 10^4$
Efektivní plocha bubínku	A_{tm} [mm ²]	55
Styčná ef. plocha třmínku	A_f [mm ²]	3,2
Pákový poměr	[-]	1
Poměr ploch	[-]	17

Tabulka 3.2: Parametry anatomie středního ucha [21]

stlačuje vzduch v středoušní dutině. Oproti tomu však bylo zjištěno, že výchylka bubínku v některých jeho částech nemusí být přenášena na středoušní kůstky [43]. Následující blok pak představuje část bubínku, která kmitá jako jeden celek společně s kladívkem a kovadlinkou. Na rozdíl od robustního kloubu spojující kladívko a kovadlinku je kovadlinko-třmínkový kloub z důvodu malých rozměrů při stimulaci výrazně deformován. Následující blok tedy prezentuje tu část energie, která je spotřebována pro deformaci kovadlinko-třmínkového kloubu. Předposlední blok představuje třmínek a jeho připevnění pomocí vazy k oválnému okénku. Poslední blok pak představuje zátěž tvořenou vnitřním uchem - kochleou. Obrázek 3.1 zobrazuje odpovídající analogii elektrického obvodu. V obvodu jsou tlak a síla analogické napětí, rychlost a objemová rychlost jsou analogické proudy, kapacity jsou analogické akustickým nebo mechanickým poddajnostem, akustická a mechanická hmotnost jsou analogické indukčnosti, rezistory jsou analogické akustickému a mechanickému tlumení [41].

Použitý model středního a vnějšího ucha předpokládá buzení sondou vsunutou ve zvukovodu (jako například v případě měření otoakustických emisí). První část obvodu tvoří zvukovod. Zdrojem signálu je reproduktor, který je modelován jako zdroj akustické rychlosti. Vnější zvukovod je aproximován trubičkou, tedy vlnovodem konstantního průřezu. V části obvodu, kde jsou simulovány dutiny středního ucha se nachází dvě kapacity C_{cp} a C_{cm} , které reprezentují objem dutin. Součet těchto kapacit je určen na základě celkového objemu středoušních dutin V_m vztahem

$$C_{cp} + C_{cm} = \frac{V_m}{\rho_a c^2}, \quad (3.6)$$

kde ρ_a je hustota vzduchu, c je rychlost zvuku. Parametry středního ucha byly převzaty z [21] a jsou uvedeny v tabulce 3.2.

Stěny středoušních dutin (středoušní dutina, Eustachova trubice) při stimulaci absorbují zvuk. Absorpce je v modelu zastoupena odporem R_{cm} . Inertor L_a a rezistor R_a pak vyjadřují hmotnost a odpor v důsledku úzkého průchodu mezi středoušní dutinou a ostatními dutinami. Ztráty v bubínku jsou modelovány obvodem tvořeným více prvky (viz schéma na obrázku 3.1), který je

dostačující pro nízké a střední frekvence [43]. Akustický tlak a objemová rychlost se následně transformují na mechanickou část obvodu pomocí efektivní plochy bubínku A_{tm} .

Sériový rezonanční obvod je tvořen hmotností L_{te} a ztrátami R_{te} kladívka a kovadlinky. C_{te}^{-1} pak odpovídá tuhosti vazů těchto středoušních kůstek. Kladívko a kovadlinka fungují jako páka. Transformační poměr N_{LR} se v různé literatuře liší. Například v [44] je uvažováno transformačního poměru $N_{LR}=1,3$. Model použitý v této práci však vychází z [21], kde Pascal a kol. předpokládali pákový poměr rovný jedné (viz tabulka 3.2). Proto je poměr transformace $N_{LR} = 1$. Kovadlinko-třmínkový kloub vykazuje ztráty a tuhost, které jsou modelovány elastorem C_{is} a rezistorem R_{is} v paralelní větvi obvodu. Mechanické síly a rychlosti se poté transformují do akustické části (v hlemýždi) pomocí efektivní styčné plochy třmínku.

Pascal a kol. [21] zahrnuli do svého modelu středoušní reflex, který je řízen proměnným elastorem C_{st} , který je závislý na vstupním tlaku. U modelu se předpokládá pouze účinek třmínkového svalu, což je v souladu s tvrzením Zwislockiho [43], že „akustický účinek tensoru tympani je nejistý, ale účinek třmínkového svalu je zřejmý“. Středoušní reflex se projevuje zejména na nižších frekvencích (<1 kHz), což je dáno tím, že je měněna tuhost třmínku. Středoušní reflex, tedy kontrakce svalů se projevuje s určitým zpožděním. Tato latence závisí jednak na vstupní hladině akustického tlaku, ale také na délce trvání stimulu a na frekvenci. Latence klesá s narůstající amplitudou akustického stimulu. Na jednoznačném chování středoušního reflexu nepanuje v literatuře shoda z důvodu nesrovnalostí napříč naměřenými daty. Lze však říci, že latence začíná asi na 150 ms u intenzit na prahu středoušního reflexu (pohybuje se okolo 80 dB SPL, ale je závislá na daném subjektu). Pro vysoké intenzity (téměř 120 dB SPL) se latence pohybuje asi okolo 25 – 30 ms [21]. V modelu je kapacita (elastor) simulující tuhost třmínku dána [21]

$$\frac{1}{C_{st}} = t_1 L_{ts}^2 + t_2 L_{ts}, \quad (3.7)$$

kde $L_{ts} = 20 \log(\frac{p_t}{p_s})$, $p_{ts} = 0,2$ Pa, a koeficienty t_1 a t_2 jsou rovny $1675 \text{ dB}^{-2} \text{ F}^{-1}$ a $33000 \text{ dB}^{-1} \text{ F}^{-1}$. Rovnice platí (a v použitém modelu jsou aktivní) pouze pro intenzity v rozmezí 80 – 120 dB SPL (80 dB SPL je 0,2 Pa). Pro intenzity 80 dB SPL a nižší je tuhost $\frac{1}{C_{st}} = 0$.

Komponenty R_{1a} a C_{1a} simulují účinek prstencového vaziva, které omezuje výchylku třmínku. Tato část obvodu se uplatňuje při vysokých intenzitách stimulace (> 120 dB SPL). Model je pak v této oblasti nelineární. Ačkoliv existují modely (např. [44]) u kterých jsou stanoveny parametry prstencového vaziva na základě měření u člověka, použitý model Pascala a kol. [21] užívá empiricky získaných dat stanovených měření na kočkách. Parametry R_{1a} a

C_{1a} jsou definovány:

$$R_{1a} = r_1 \alpha_t^{\text{re}} + r_2 \alpha_t + r_3, \quad (3.8)$$

$$C_{1a} = c_1 \cdot \exp(\alpha_t^{\text{ce}}) + c_2 \alpha_t + c_3, \quad (3.9)$$

kde $r_1 = 72 \Omega$, $r_2 = -251 \Omega$, $r_3 = 442 \Omega$, $r_e = 0,266 \Omega$, $c_1 = -3,33 \cdot 10^{-2} \text{ F}$, $c_2 = 4,64 \cdot 10^{-4} \text{ F}$, $c_3 = 0,54 \text{ F}$ a $c_e = 0,174$. α_t reprezentuje tlak na bubínku normalizovaný 1 Pa ($\alpha_t = p_t/1$).

Střední ucho je pak následně napojeno na vnitřní ucho (hlemýžď) pomocí třmínku, který přenáší výchylku na oválné okénko. Vstupní impedance kochley představuje impedanci zátěže středního ucha. Vstupní impedance kochley je téměř zcela reálná. Zwislocki [43] a také Pascal a kol. [21] v modelech uvažují indukčnost L_v představující tekutinu ve scala vestibuli (perylimfatický prostor v kochle). Experimenty sice ukázaly, že indukčnost ve vstupní impedanci kochley je zanedbatelná, v modelu však byla ponechána kvůli řádnému zohlednění anatomie kochley [43]. Na rozdíl od Zwislockiho [43] Pascal a kol. [21] nesimuloval okrouhlé okénko (jako kapacitu), ale simulovali účinek helicotremy v hlemýždi. Helicotrema se nachází na konci hlemýžďe (apexu) a představuje úzký průchod mezi scala vestibuli a scala tympani [43].

Obvod byl řešen metodou smyčkových proudů. Lineární soustava tří rovnic byla sestavena dle obrázku 3.2:

$$\begin{aligned} Z_{\text{EC3}} \cdot (I_1 - I_0) + (Z_{\text{EC12}} + Z_{\text{me}}) \cdot I_1 + Z_{\text{ti}} \cdot (I_1 - I_2) &= 0 \\ Z_{\text{ti}} \cdot (I_2 - I_1) + Z_{\text{te}} \cdot I_2 + Z_{\text{is}} \cdot (I_2 - I_3) &= 0 \\ Z_{\text{is}} \cdot (I_3 - I_2) + Z_x \cdot I_3 + Z_z \cdot I_3 &= 0, \end{aligned}$$

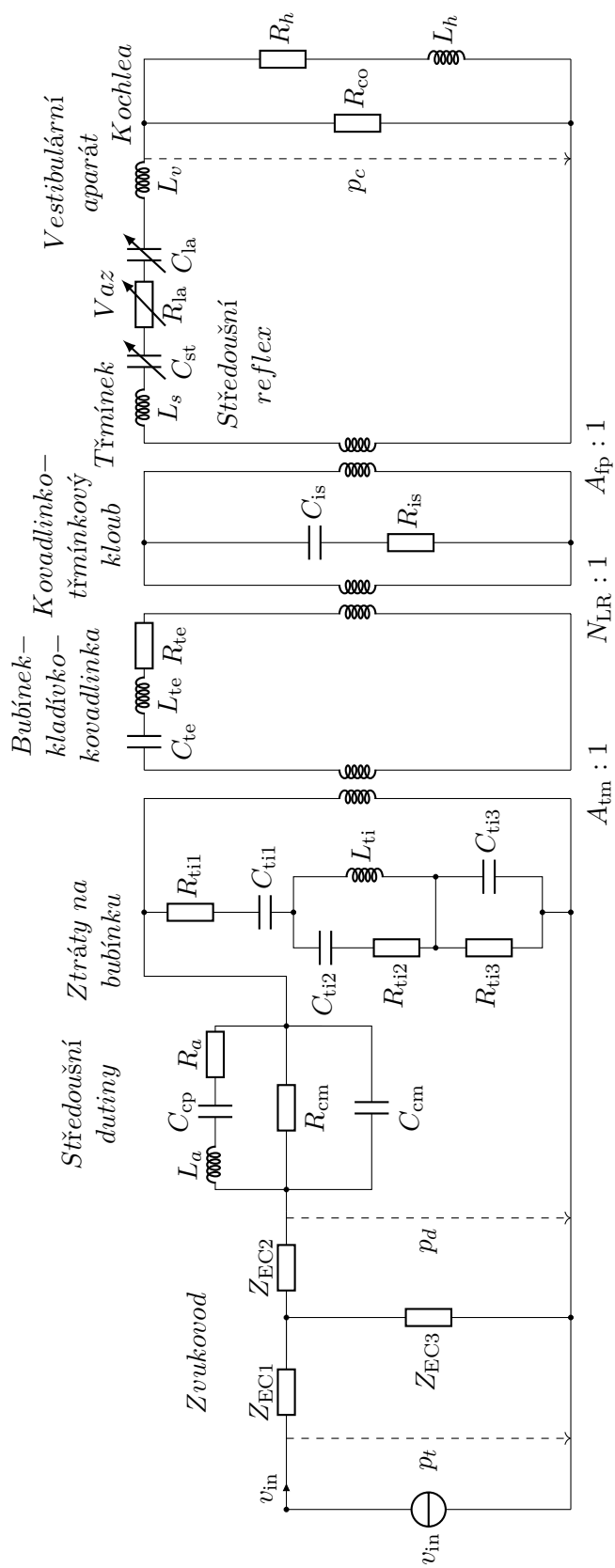
kde Z_{me} je impedance středoušních dutin; prvky L_s , C_{st} , R_{1a} , C_{1a} , L_v tvoří impedanci Z_x ; Z_z reprezentuje impedanci kochley a zbytek impedancí je značen jako na obrázku 3.1. I_1 , I_2 , I_3 jsou hledané proudy (akustické rychlosti) a I_0 známý vstupní proud. Seznam elektrických prvků a jejich hodnoty jsou uvedeny v tabulce 3.3.

Na obrázcích 3.3, 3.4, 3.5 jsou zobrazeny základní charakteristiky modelu použitého v této práci. Obrázek 3.3 představuje přenosovou funkci vnějšího ucha, vyčíslenou jako podíl tlaku na bubínku ku tlaku u sondy (v případě měření např. otoakustických emisí). Zvukovod v modelu není uvažován ve své plné délce (pouze 1,5 cm), neboť je bráno v úvahu jeho částečné vyplnění špuntem měřicí sondy. Oproti experimentálně zjištěným údajům (např. [46]) je tak první rezonanční frekvence v přenosové funkci zvukovodu na vyšší frekvenci. Obrázek 3.4 představuje modelové příklady vstupní impedance středního ucha při různém chování středoušního reflexu. Vstupní impedance středního ucha je spočtena jako podíl tlaku na bubínku p_t ku výchylce bubínku. Obrázek 3.5 pak představuje přenosovou funkci středního ucha, počítanou

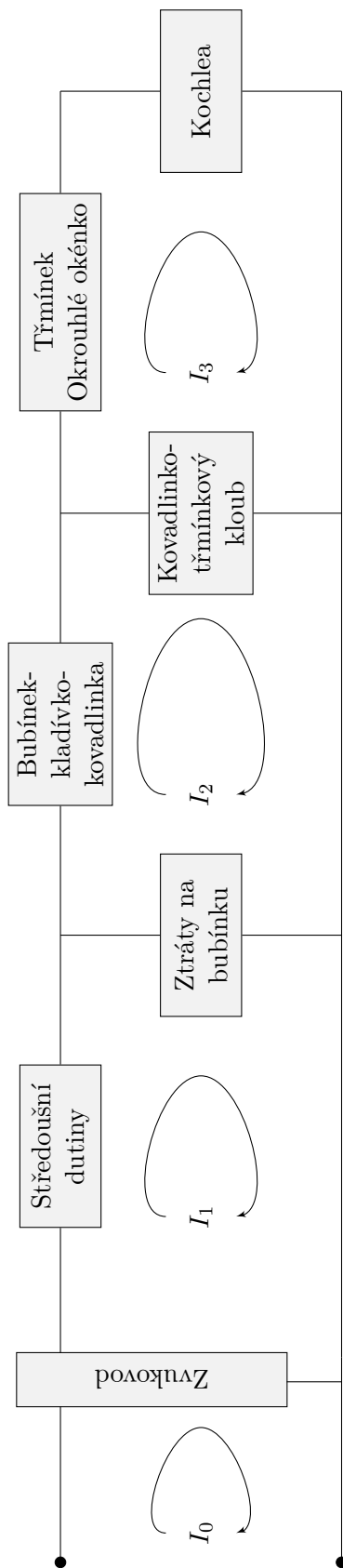
Prvek	Hodnota	Prvek	Hodnota	Prvek	Hodnota
Z_{EC12}	$f(freq)$	C_{ti2}	0,3 μ F	R_{is}	170 Ω
Z_{EC3}	$f(freq)$	R_{ti2}	105 Ω	L_s	8 mH
L_a	12 mH	R_{ti3}	12500 Ω	C_{st}	$f(p_t)$
C_{cp}	3,6 μ F	L_{ti}	15 mH	R_{la}	$f(p_t)$
R_a	20 Ω	C_{ti3}	0,2 μ F	C_{la}	$f(p_t)$
R_{cm}	420 Ω	C_{te}	1,4 μ F	L_v	21 mH
C_{cm}	0,35 μ F	L_{te}	40 mH	R_{co}	1211 Ω
R_{ti1}	200 Ω	R_{te}	65 Ω	R_h	850 Ω
C_{ti1}	0,5 μ F	C_{is}	0,03 μ F	L_h	150 mH

Tabulka 3.3: Hodnoty elektrických prvků středního modelu

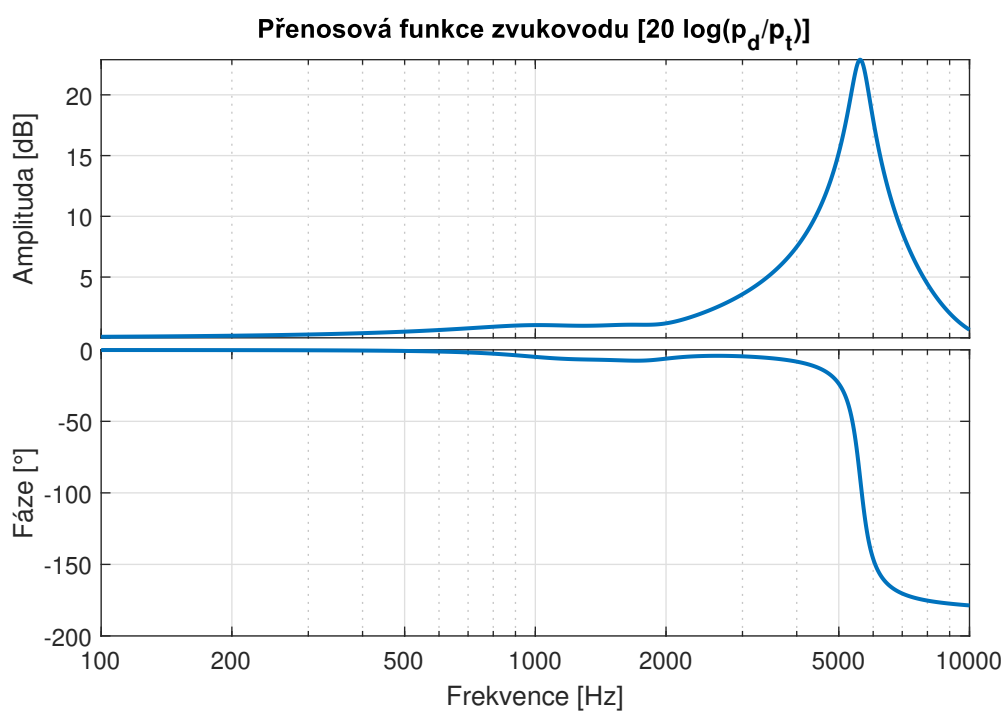
jako podíl vestibulárního tlaku (tlak v kochle u třmínku) p_c ku tlaku na bubínku p_t . Na obrázcích 3.4 a 3.5 je červenou čarou zobrazen případ bez uplatnění MEMR, fialovou čarou případ s MEM reflexem (hodnota kapacitoru C_{st} stanovena vztahem 3.7 pro $L_{ts} = 120$ dB). U frekvencí < 1 kHz můžeme pozorovat nárůst vstupní impedance středního ucha resp. snížení přenosu vlivem aktivace MEMR.



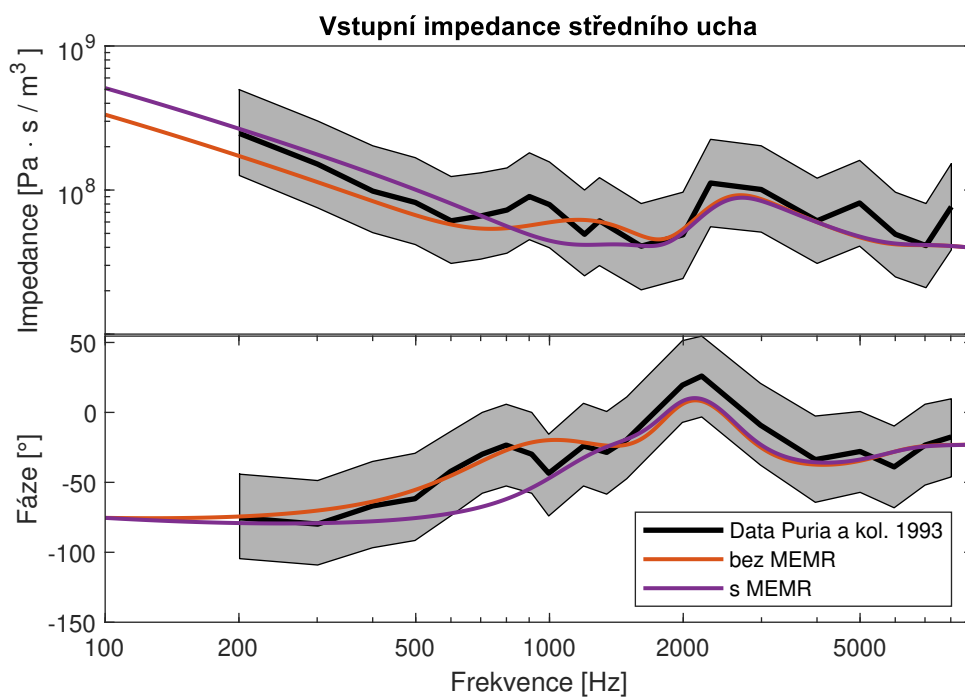
Obrázek 3.1: Střední ucho a zvukovod - obvod



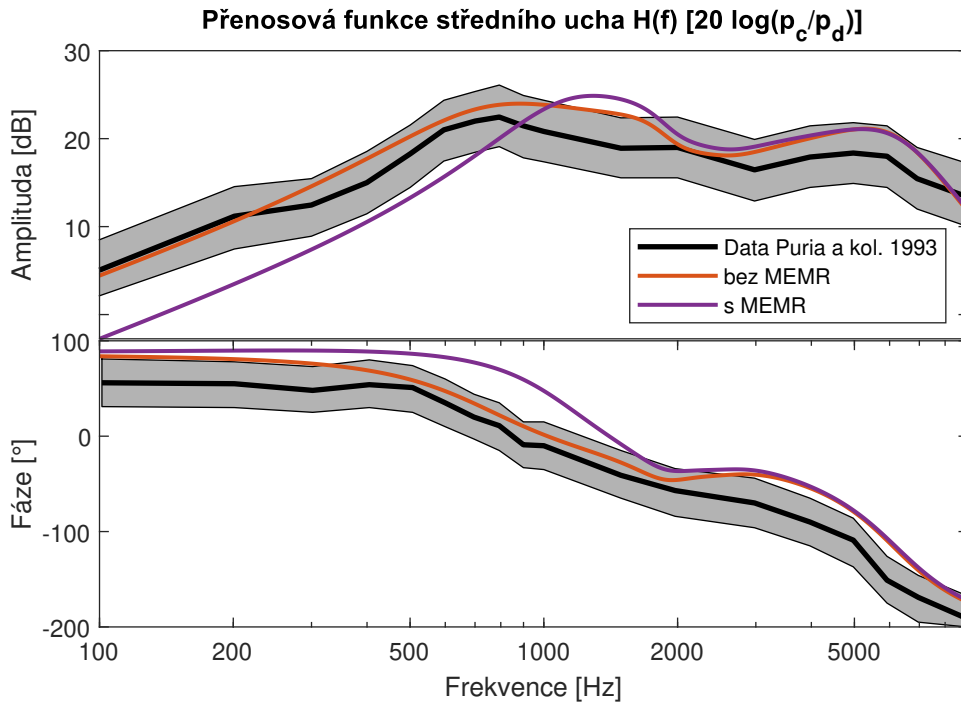
Obrázek 3.2: Blokové schéma středního ucha a zvukovodu



Obrázek 3.3: Přenosová funkce zvukovodu



Obrázek 3.4: Vstupní impedance středního ucha

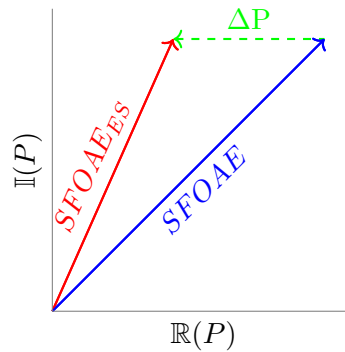


Obrázek 3.5: Přenosová funkce středního ucha

3.1.1 Analýza zpětného přenosu OAE

Při použití středoušního modelu popsaného v kapitole 3.1 je možné analyzovat jednak dopředný přenos (obrázek 3.1), ale i zpětný přenos. Zpětným přenosem můžeme modelovat vliv OAE na výslednou hodnotu tlaku p_t . Jelikož je středoušní model lineární, lze pomocí principu superpozice analyzovat dopředný a zpětný přenos odděleně. Kochleární zátěž, tedy v tomto případě impedanci $R_{co} \parallel (R_h + L_h)$ je možné nahradit napětovým zdrojem reprezentujícím vliv OAE. SFOAE mají kvůli velkému skupinovému zpoždění (velké latenci) rychle rotující fázi [12]. Při zpětném přenosu tak lze pro zjednodušení tlak p_c modelovat jako zdroj s konstantní intenzitou a rychle rotující fázovou charakteristikou. U proudového zdroje pak u analýzy zpětného přenosu dojde k rozpojení svorek. Při zahrnutí zpětného přenosu je tlak p_t dán součtem $p_t = p_{in1} + p_{OAE1}$, kde p_{in1} je tlak p_t při dopředném buzení a p_{OAE1} je tlak p_t při zpětném buzení. Chceme-li zkoumat residuum dané rozdílem tlaku p_t při stavu bez MEMR a stavu s MEMR, je celkový vztah pro residuum $p_{tR} = p_{in1} + p_{OAE1} - (p_{in2} + p_{OAE2})$, kde tlaky s indexem '1' značí případ bez MEMR a tlaky s indexem '2' případ s MEMR.

Motivací pro analýzu residua OAE případů s MEMR a bez MEMR bylo zjištění vlivu zpětného přenosu a ověření Guinanovy teorie [23, 39] udávající



Obrázek 3.6: Schematické znázornění residua SFOAE ΔP . Vektor *SFOAE* značí případ bez eferentní stimulace, *SFOAE_{ES}* je případ s eferentní stimulací.

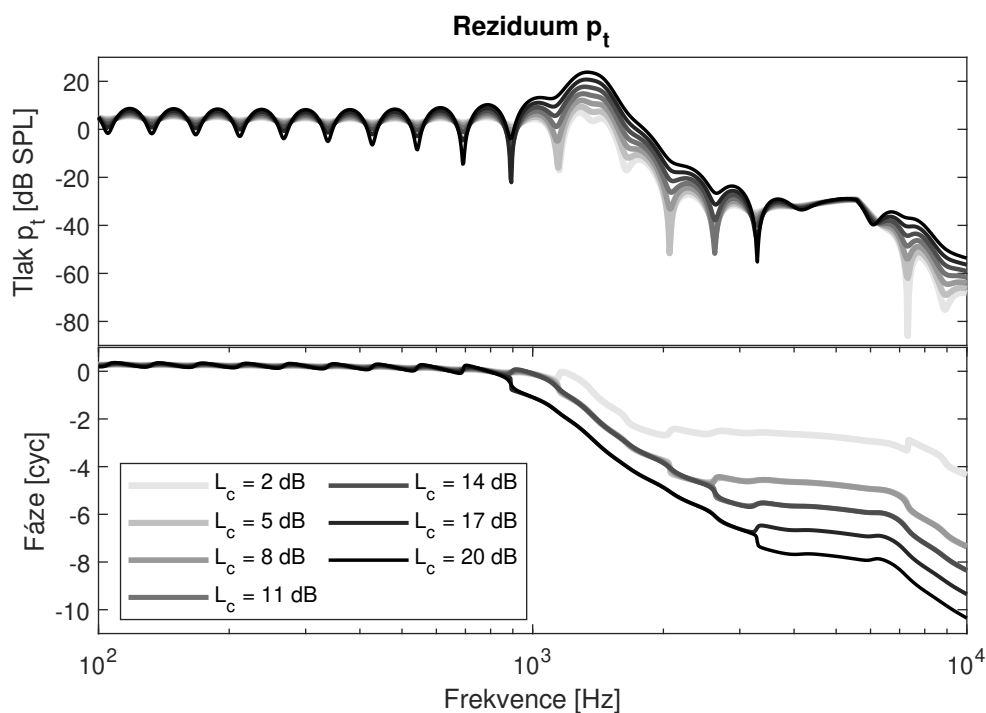
vztah fázové charakteristiky a vlivu MEMR. Dle Guinana platí, že pokud fáze residua OAE rotuje (skupinové zpoždění $\tau_g > 0$), MEMR se neuplatní. Skupinové zpoždění je dáno $\tau_g = -\frac{d\phi}{d\omega}$. Konstantní průběhy ve fázových charakteristikách residua SFOAE tedy znamenají krátké skupinové zpoždění a strmé fázové průběhy značí dlouhé skupinové zpoždění. Guinan [39] uvažuje, že MEMR způsobí změnu impedance, kterou ucho zatěžuje měřicí sondu a tudíž změnu tlaku, který tato sonda měří. Změna tlaku se pak projeví krátkolatenční komponentou v residuu signálu SFOAE. MEMR ovšem zároveň působí také změnu přenosu signálu do kochley a současně také změnu přenosu signálu ven z kochley, tedy změnu přenosu OAE.

Nejdříve byl model buzen dopředně. Při použití proudového zdroje v_{in} není tlak p_t konstantní. Byla tedy empiricky nastavená taková hodnota výchylky v_{in} , aby v použitém frekvenčním rozsahu 0,1 – 10 kHz byl tlak $p_t = 20 \pm 2$ dB SPL a byla získána hodnota tlaku p_t pro případ bez MEMR a s MEMR. Totéž bylo provedeno pro zpětné buzení. Zátěžová impedance kochley byla nahrazena napětovým zdrojem $p_c = 20$ dB s rotující fází (10 cyklů/dekádu) pro případ bez MEMR a s MEMR. Dále byla zkoumána významnost vlivu samotných OAE - byla měněna hodnota p_c od 2 do 20 dB s krokem 3 dB (amplituda SFOAE se běžně pohybuje mezi 0 – 20 dB). Jelikož je středoušní model lineární, lze pro jednu hodnotu vypočteného p_c škálovat již přímo výsledné hodnoty tlaku p_{OAE1} a p_{OAE2} . Tímto heuristickým přístupem byl zjišťován vliv zpětného přenosu na výsledné OAE a ověřována platnost Guinanovy teorie.

■ 3.1.2 Výsledky

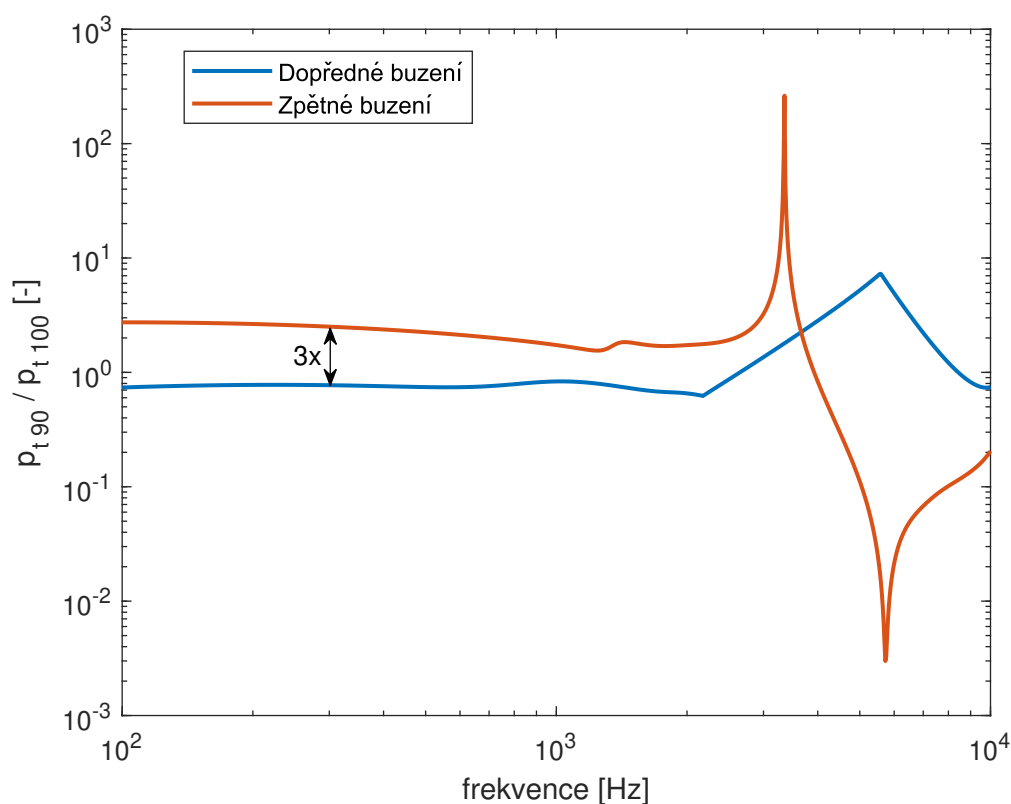
V této podkapitole jsou zobrazeny výsledky simulací z části 3.1. Na obrázku 3.7 je zobrazena modulová a fázová charakteristika residua tlaku p_t pro

proměnné hodnoty tlaku p_c . Residuum je získáno rozdílem tlaků případů bez MEMR a s MEMR. V případě zvyšování intenzity stimulace při zpětném buzení tlakem p_c dochází k větším rozdílům v porovnání stavu s MEMR a bez MEMR a tudíž k nárůstu amplitudy residua. Ve fázové charakteristice pak lze při zvyšování intenzity stimulace p_c vidět významnější vliv tlaku p_c při rotaci fáze. Pro vyšší intenzity tlaku p_c se rozšiřuje oblast, ve které rotace tlaku p_c určuje výslednou rotaci residua p_t . Dominance tlaku p_c je nejvíce patrná u kmitočtů mezi 1 a 2 kHz, což je oblast, kde má přenosová funkce středoušního modelu (obrázek 3.5) nejvyšší amplitudu. Výsledek simulace tedy ukazuje, že i přes aktivaci MEMR může být výsledný efekt na OAE výraznější, než je efekt způsobený změnou tlaku p_t , který by vedl k residuu s konstantní fází. Tento fakt tak koliduje s Guinanovým předpokladem, tedy že pokud fáze residua SFOAE rotuje, nedošlo k uplatnění MEMR, ale k aktivaci MOCR. Rotující fáze residua totiž nemusí nutně znamenat, že během měření nedošlo k aktivaci MEMR.



Obrázek 3.7: Residuum SFOAE tlaku p_t případů bez aktivace MEMR a po aktivaci MEMR

Obrázek 3.8 dále ukazuje, jaký je vliv dopředného a zpětného přenosu na tlak p_t . Na vertikální ose je zobrazen poměr tlaků p_{t90}/p_{t100} . Tlaky p_{t90} resp. p_{t100} jsou tlaky p_t vyvolány buzením o stejné intenzitě, ovšem s variabilní kapacitou C_{st} zohledňující definiční vztah 3.7 pro případy $L = 90$ dB SPL resp. $L = 100$ dB SPL. Při pohledu na obrázek 3.8 je patrné, že při jednotné změně kapacity C_{st} dochází v hlavní části posuzovaného frekvenčního spektra (< 4 kHz) k většímu ovlivnění signálu p_t při zpětném buzení, tedy buzení ze strany kochley. Vidíme, že v posuzované části spektra (< 4 kHz) je vliv změny zpětné složky tlaku p_t při změně impedance C_{st} zhruba třikrát větší než u dopředného buzení. Z obrázku 3.8 je tedy zřejmé že MEMR více ovlivňuje signál, který je přenášen z kochley směrem do zvukovodu (tedy případ OAE), než změnu tlaku, který měří sonda pro měření OAE a který je dán impedancí středouší, jež se mění v důsledku aktivace MEMR. Tento výsledek není překvapivý při pohledu na schéma modelu středního ucha na obrázku 3.1. Část, která simuluje třmínek a MEMR, je při zpětném buzení v sérii se zbytkem obvodu a lze tak očekávat, že případné změny budou mít větší efekt, než je efekt na impedanci modelu středního ucha při buzení směrem od zvukovodu. Jelikož běžně používané metody zjišťují aktivaci MEMR jako změnu impedance ve středním uchu, mohou být tyto metody méně citlivé, než metody, které by využívaly OAE. Problémem však je oddělení vlivu MEMR od případného vlivu MOCR.



Obrázek 3.8: Vliv dopředného a zpětného přenosu

■ Shrnutí kapitoly 3

Tato kapitola se zabývá modelem vnějšího a středního ucha použitým v této diplomové práci. Hlavním cílem části popsané v této kapitole je studium vlivu středního ucha a MEM reflexu na OAE. Vliv dopředného a zpětného přenosu na OAE je analyzován pomocí stanovení residua p_t . Zpětným přenosem totiž můžeme modelovat vliv OAE na výslednou hodnotu tlaku p_t . Na obrázku 3.7 je zobrazena modulová a fázová charakteristika residua tlaku p_t pro proměnné hodnoty tlaku p_c . Residuum je získáno rozdílem tlaků případů bez MEMR a s MEMR. Výsledek simulace ukazuje, že i přes aktivaci MEMR může být výsledný efekt na OAE výraznější, než je efekt způsobený změnou tlaku p_t , který by vedl k residuu s konstantní fází. Tento fakt tak koliduje s Guinanovým předpokladem, že pokud fáze residua SFOAE rotuje, nedošlo k uplatnění MEMR, ale k aktivaci MOCR. Rotující fáze residua totiž nemusí nutně znamenat, že během měření nedošlo k aktivaci MEMR. Obrázek 3.8 dále ukazuje, jaký je vliv dopředného a zpětného přenosu na tlak p_t . Z obrázku 3.8 je zřejmé, že MEMR v hlavní části posuzovaného frekvenčního spektra (< 4 kHz) více ovlivňuje signál, který je přenášen z kochley směrem do zvukovodu (tedy případ OAE), než změnu tlaku, který měří sonda pro měření OAE, a který je dán impedancí středouší, jež se mění v důsledku aktivace MEMR.

Kapitola 4

Model odezvy BM

V této kapitole je popsán model vnitřního ucha vycházející z [37] a dále jsou zde prezentovány výsledky provedených simulací. Hlavním cílem části popsané v této kapitole je studium vlivu některých parametrů vnitřního ucha (tuhost BM, zesílení kochleárního zesilovače) na OAE. Použitý model odezvy BM je propojen s jednoduchým modelem středního ucha. V této kapitole je dále zkoumán vliv změny tuhosti modelu středního ucha na *fine structure* SFOAE.

4.1 Model

Z důvodu studia vlivu jednotlivých parametrů (například změny zesílení kochleárního zesilovače, tuhosti BM, či tuhosti ve středoušním modelu) na SFOAE byl použit matematický model odezvy BM na vstupní stimulaci. Model kochley s reálnými rozměry byl vyvinut v [37] a vychází z modelů formulovaných v [47] a [48]. Model kochley, který je v této práci použit, je identický s modelem popsaným v [37].

Kochlea je v tomto modelu reprezentována dvěma kanálky (*scala vestibuli* a *scala tympani*), které odděluje BM, a které jsou vyplněny nestlačitelnou tekutinou. Cortiho orgán a BM jsou modelovány pomocí polospojité řady harmonických oscilátorů s hmotností $m(x)$, tlumením $h(x)$ a tuhostí $k(x)$ na jednotku délky BM. Tyto dílčí oscilátory jsou zřetězeny podélně smykovým odporem mezi sousedními oscilátory a hydrodynamickými silami. Vertikální vychýlení $\xi(x,t)$ (kladné pro vychýlení směrem ke *scala vestibuli*) oscilátorů

je v modelu počítáno pomocí integro-diferenciálních rovnic

$$m(x)\partial_t^2\xi(x,t) + h(x)\partial_t\xi(x,t) + k(x)\xi(x,t) - [\partial_x s(x)\partial_x]\partial_t\xi(x,t) + \int_0^1 G(x,\bar{x})\partial_t^2\xi(\bar{x},t)d\bar{x} = -G_S(x)\partial_t^2\sigma(t) - U(x,t),$$

kde ∂_t je parciální derivace podle času t a ∂_x je derivace podle polohy (podél BM), dané hodnotou proměnné x ($x = 0$ pro bázi, $x = 1$ v apexu - konci BM). Greenova funkce $G_S(x)$ reprezentuje hydrodynamické spojení třmínku (angl. *stapes*) a BM. $\sigma(t)$ je výchylka třmínku (kladná pro vychýlení směřující dovnitř kochley), $\partial_x s(x)\partial_x$ značí podélné spojení oscilátorů způsobené smykovou viskozitou (třením) oscilátorů. $G(x,\bar{x})$ zodpovídá za podélné spojení mezi dílčími segmenty BM vlivem hydrodynamických sil působících v kapalném prostředí. Zrychlení oscilátorů \bar{x} s délkou $d\bar{x}$ vyvolává sílu x , na jednotku délky BM, a je dáno výrazem $G(x,\bar{x})d\bar{x}\partial_t^2\xi(\bar{x},t)$. Každý oscilátor je zesilován lokální netlumenou silou $U(x,t)$, která reprezentuje sílu vyvolanou vnějšími vláskovými buňkami [49].

V modelu je kochleární tekutina považována za nestlačitelnou, tedy divergence průtokové rychlosti kapaliny $\vec{v}(\vec{r},t)$ je nulová: $\text{div}[\vec{v}(\vec{r},t)] = 0$, kde \vec{r} je polohový vektor v daném místě tekutiny. Rychlostní potenciál $\phi(\vec{r},t)$ definován jako $\vec{v}(\vec{r},t) = \nabla\phi(\vec{r},t)$ tak nahradí Laplaceova rovnice $\nabla^2\phi(\vec{r},t) = 0$. V dvoudimenzionálním modelu můžeme Greenovu funkci $G(x,\bar{x})$ vyjádřit součtem dvou výrazů, jejichž analytické vyjádření lze nalézt v [50]. Jeden z výrazů totiž reprezentuje propojení segmentů vzdálených více od sebe a druhý výraz řeší případ pro těsné okolí zdroje, tedy v okolí segmentu. Právě druhý výraz je důsledkem nezandbatelné šířky kochleárního duktu. Pokud by laterální rozměr nebyl uvažován, model by byl jednodimenzionální. V modelu s reálnými rozměry jsou Greenovy funkce $G(x,\bar{x})$ a $G_S(x)$ spočteny pro reálné rozměry kochley a šířky BM [37] (v [37] lze nalézt jejich vypočtené průběhy).

Tuhost BM klesá od báze směrem k apexu. Model je naladěný na přibližně stejný frekvenční rozsah jako lidský sluchový systém (20 Hz – 16 kHz). Poblíž apexu ($x = 1$) je viskozita vyšší aby bylo předejito trvalému kmitání BM na nízkých frekvencích. Smyková viskozita $\partial_x s(x)\partial_x$, konkrétně profil $s(x)$ je vypočten z průřezu Cortiho orgánu a viskozity vody: $1 \cdot 10^{-3}$ kg/(ms). Předpokládá se, že efektivní šířka (laterální i vertikální) Cortiho orgánu naroste od báze k apexu čtyřnásobně [37].

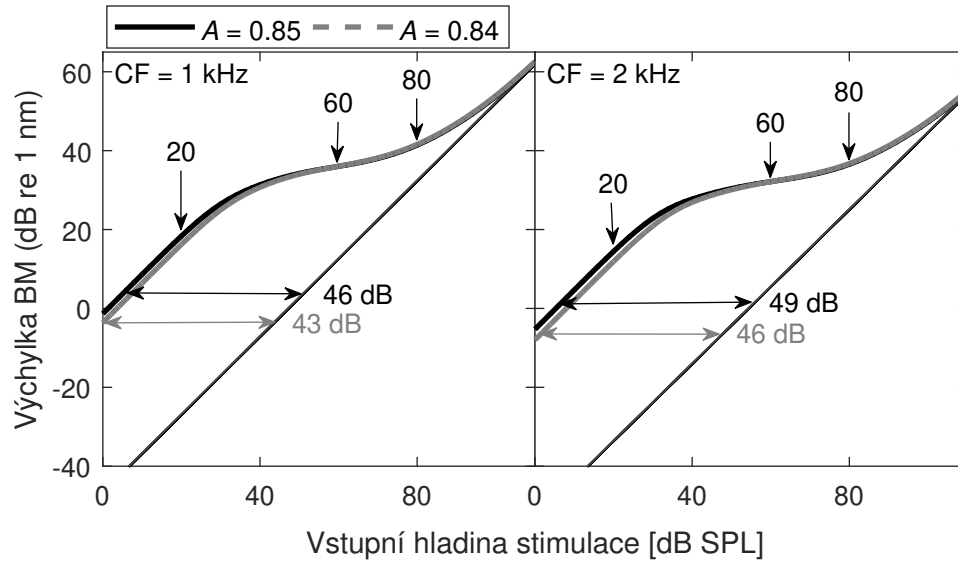
Každý oscilátor je zesilován lokální netlumenou silou $U(x,t)$, která reprezentuje sílu vyvolanou vnějšími vláskovými buňkami [49]. Bez síly $U(x,t)$ lze modelovat odezvu BM pro případ mrtvé kochley. Netlumená síla $U(x,t)$ je modelována jako

$$U(x,t) = cAg(x)h_0(x)\gamma_{\text{TM}}(x)S(y), \quad (4.1)$$

kde $A = 0,8$ je bezrozměrný parametr kontrolující míru zesílení kochleárního zesilovače nezávisle na x . $c = 1(\text{m})$ je konstanta zajišťující rozměrovou konzistenci $[U(x,t)] = \text{kg/s}^2$. $S(y)$ je nelineární sigmoidální funkce reprezentující pravděpodobnost otevření iontových kanálů OHC a následné mechanoelektrické přeměny, stanovena v [47] jako

$$S(y) = \frac{0,1}{1 + c_1 \exp(-y/y_1) + c_2 \exp(-y/y_2)} - b, \quad (4.2)$$

s hodnotami parametrů: $y_1 = 0,01139$, $y_2 = 0,03736$, $c_1 = 0,7293$, $c_2 = 1,4974$ a $b = 0,030991$. Sigmoidální tvar nelineární funkce limituje zesílení kochleárního zesilovače na vyšších intenzitách a způsobuje kompresivní nelinearitu ve vstupně/výstupní funkci modelu (viz obrázek 4.1). Výraz $y = a\eta(x,t)$, kde $a = 1$ (1/m) je vhodný koeficient zajišťující bezrozměrnost argumentu v exponenciálních funkcích v rovnici 4.2.



Obrázek 4.1: Změna zesílení – vstupně/výstupní funkce modelu vnitřního ucha udávající závislost výchylky BM na intenzitě vstupní stimulace. Na obrázku jsou zobrazeny dvě vstupně/výstupní funkce (pro 1 a 2 kHz), na kterých jsou ukázány průběhy pro dvě různá zesílení. Hodnoty zesílení jsou dány parametrem A a prezentují, jaký je vliv změny zesílení kochleárního zesilovače na amplitudu SFOAE.

Výchylka vlásků na vrcholu vnějších vláskových buněk $\eta(x,t)$ je vypočtena jako smyková výchylka reticular laminy (RL) relativně ku výchylce tektoriální membrány (TM). Výchylka je způsobena pohybem BM a je modelována diferenciální rovnicí

$$\partial_t^2 \eta(x,t) + \gamma_{\text{TM}}(x) \partial_t^2 \eta(x,t) + \omega_{\text{TM}}^2(x) \eta(x,t) = -\partial_t^2 \xi(x,t),$$

kde $\gamma_{\text{TM}}(x)$ je tlumení, o kterém se předpokládá, že je způsobeno především viskozitou subtektoriálního prostoru a viskoelasticitou TM a $\omega_{\text{TM}}(x)$ je rezonanční frekvence. Model použitý v této práci je detailněji popsán v [37].

Hodnoty použitých parametrů odpovídají hodnotám uvedeným doplňkovém materiálu k volně dostupnému článku [37].

■ Model středního ucha pro potřeby propojení s modelem kochley

Akustický signál vstupuje do modelu kochley přes zrychlení třmínku $\partial_t^2 \sigma(t)$. Zvukový signál, představující akustickou vlnu ve vnějším zvukovodu, se pomocí modelu středního ucha transformuje na vibrace třmínku. Zjednodušený model středního ucha vychází z [37], byl upraven z [51] a je popsán následovně:

$$\begin{aligned} m_{me} \partial_t^2 \sigma(t) + h_{me} \partial_t \sigma(t) + k_{me} \sigma(t) = \\ = S_{ow} \left\{ \frac{1}{W_{bm}(0)} \left[- \int_0^1 G(0, \bar{x}) \xi(\bar{x}, t) d\bar{x} - G_s(0) \partial_t^2 \sigma(t) \right] + G_{me} P_{dr}(t) \right\}, \end{aligned}$$

kde $S_{ow} = 3,2 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$ je plocha oválného okénka, $W_{bm} = 60,27 \cdot 10^{-6} \text{ m}$ je tloušťka BM v bazální části. $m_{me} = 5,9 \cdot 10^{-6} \text{ kg}$ je hmotnost kůstek středního ucha (kladívko, kovadlinka, třmínek) a bubínku, $h_{me} = 0,259 \text{ kg/s}$ je tlumení, $k_{me} = 524,1 \text{ kg/s}^2$ je tuhost kůstek středního ucha, společně s bubínkem a dutinami vnějšího ucha. $P_{dr}(t)$ je kalibrovaný tlak ve zvukovodu, pro případ ideálně tuhého ušního bubínku. Výchylka oválného okénka $\sigma(t)$, ovlivňuje tlak ve zvukovodu $P_e(t)$, což platí za předpokladu adiabatické komprese/expanze, jež souvisí s kalibrovaným tlakem zvukovodu $P_{dr}(t)$.

$$P_e(t) = P_{dr}(t) - \frac{P_e^a S_{ty} \Gamma_{mi}}{V_e} \sigma(t), \quad (4.3)$$

kde $P_e^a = 1,42 \cdot 10^5 \text{ Pa}$ je okolní atmosferický tlak vzduchu ve zvukovodu, $S_{ty} = 4,9 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$ je obsah bubínku, $\Gamma_{mi} = 1,4$ je pákový poměr a $V_e = 5 \cdot 10^{-7} \text{ m}^3$ je uvažovaný objem zvukovodu [51]. Model středního ucha popisovaný v této podkapitole je identický s modelem, který je popsán v [37]. Hodnoty použitých parametrů odpovídají hodnotám uvedeným doplňkovém materiálu k volně dostupnému článku [37]. Oproti modelu popsáném v podkapitole 3.1 se sice jedná o zjednodušený model, nicméně pro potřeby přiblížení vlivu změny některých parametrů vnitřního ucha (například vliv změny tuhosti modelu středního ucha, jako v této práci) na SFOAE je dostačující.

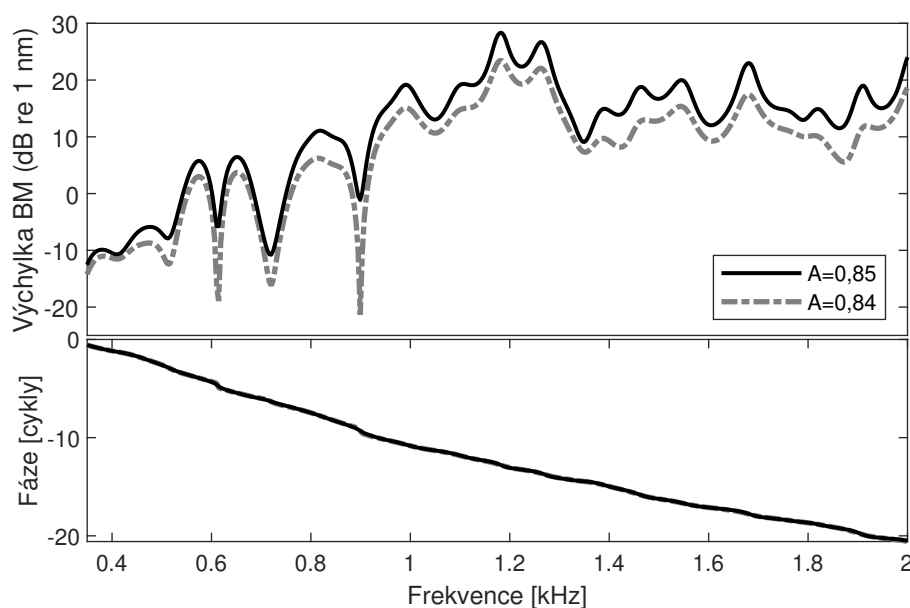
4.2 Výsledky

V této podkapitole jsou prezentovány výsledky simulací využívajících modelu popsaného v 4.1. Je zde zobrazována především amplituda SFOAE ve vztahu ke změnám jednotlivých parametrů použitého modelu.

Simulovány byly změny některých parametrů modelu středního a vnitřního ucha:

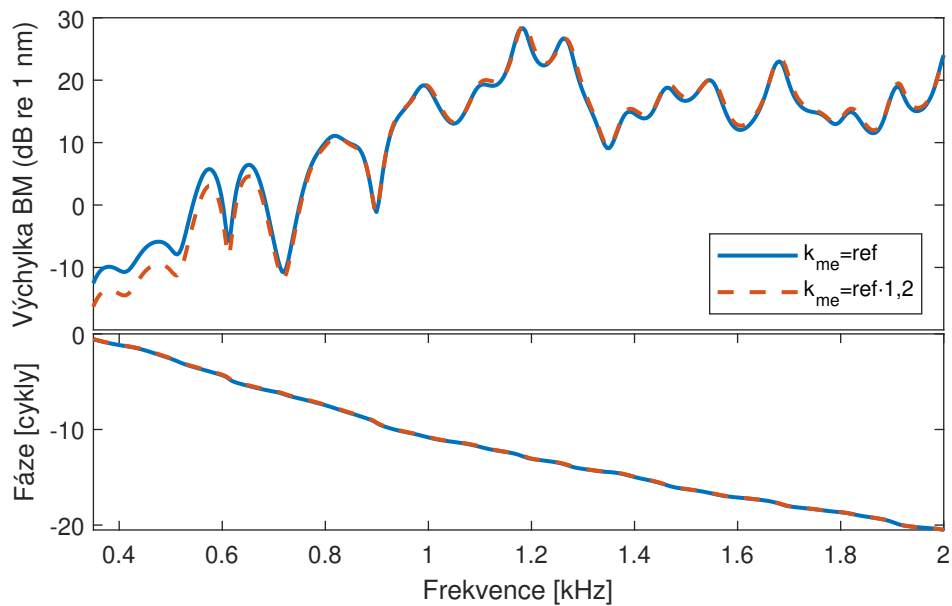
1. Změna zesílení kochleárního zesilovače
2. Změna tuhosti středoušního aparátu
3. Změna tuhosti BM

Na obrázku 4.1 vidíme vstupně/výstupní funkce vnitřního ucha, zvláště pro frekvenci SFOAE 1 kHz a 2 kHz. Pro obě frekvence jsou zároveň zobrazeny dvě různé hodnoty zesílení modelu nastavené pomocí parametru A v rovnici 4.1. Použité hodnoty parametru A jsou $A = 0,84$ a $0,85$. Z obrázku je patrné, že při snížení parametru A o cca 1,2 % dochází zejména na nižších intenzitách vstupní stimulace ke snížení zesílení výchylky na BM až o 3 dB (naznačeno černou a šedivou šipkou) a to na obou posuzovaných frekvencích.



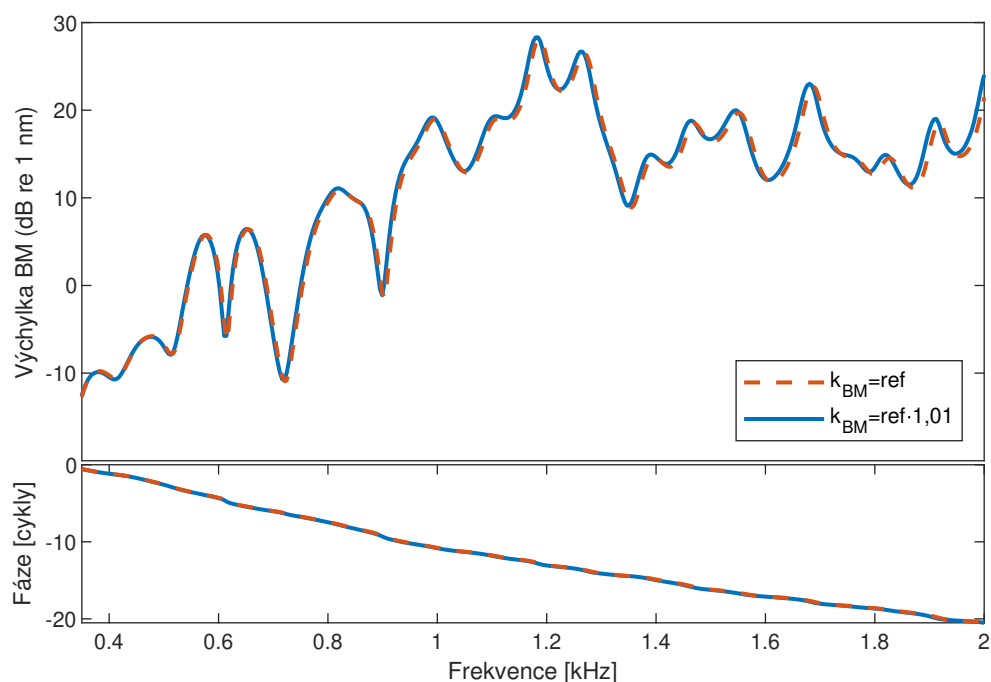
Obrázek 4.2: Změna zesílení – amplituda a fáze SFOAE

Amplituda a fáze SFOAE zobrazena na obrázku 4.2 ukazuje vliv zesílení kochleárního zesilovače. Obrázek ukazuje, že pokud je zesílení výchylky BM zhruba o 3 dB nižší, amplituda SFOAE. Fáze (která rotuje) je na použité změně parametru A prakticky nezávislá. Jak napověděly již vstupně/výstupní funkce na obrázku 4.1, ve *fine structure* SFOAE můžeme vidět pokles amplitudy vlivem snížení zesílení kochleárního zesilovače. Pokles amplitudy SFOAE podobně jako u vstupně/výstupních funkcí prezentovaných na obrázku 4.1 dosahuje v majoritní části spektra zhruba 3 dB, v lokálních maximech SFOAE dosahuje pokles až 5 dB, v lokálních minimech pak dokonce až 20 dB. Frekvenční posun *fine structure* při změně zesílení kochleárního zesilovače nepozorujeme.



Obrázek 4.3: Změna tuhosti středoušního aparátu – amplituda a fáze SFOAE

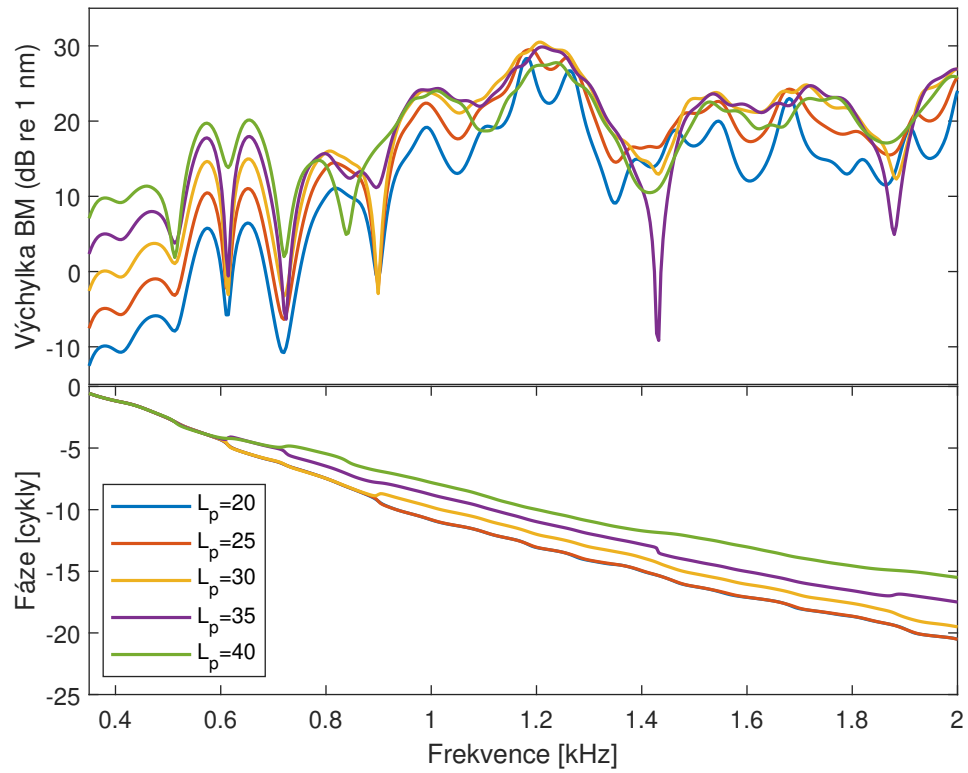
Na obrázku 4.3 vidíme frekvenční závislost amplitudy a fáze SFOAE pro dvě různé hodnoty tuhosti středoušního aparátu. Zvýšení hodnoty tuhosti středoušního aparátu (oproti například hodnotám použitým u obrázku 4.2) činí 20 %. V souladu s přenosovou funkcí středního ucha prezentovanou na obrázku 3.5 dochází při zvýšení tuhosti středouší k poklesu amplitudy SFOAE na frekvencích do zhruba 1 kHz. Na frekvencích $f > 1$ kHz dochází k nepatrnému posunu *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím. Tento výsledek je zajímavý, neboť ukazuje, že tuhost středního ucha může ovlivnit (způsobí posuny) *fine structure* SFOAE. Pozorovaný efekt má navíc stejný trend posunu (směrem k vyšším frekvencím při zvýšení tuhosti), jako ukazují experimentální data SFOAE při kontralaterální stimulaci šumem, která jsou prezentována v této práci (viz. podkapitola 2.2.1) a také v literatuře [23]. Fáze (která rotuje) je na použité změně tuhosti středoušního aparátu prakticky nezávislá.



Obrázek 4.4: Změna tuhosti BM – amplituda a fáze SFOAE

Na obrázku 4.4 vidíme frekvenční závislost amplitudy a fáze SFOAE pro dvě různé hodnoty tuhosti BM. Zvýšení hodnoty tuhosti BM (oproti například hodnotám použitým u obrázku 4.2) činí 1 %. Tuhost BM je závislá na poloze podél BM (viz podkapitola 1.1.1). Přesné hodnoty tuhosti BM použité v této práci jsou uvedeny v [37] a zvýšení o 1 % bylo provedeno pro všechny hodnoty tuhosti. Při zvýšení tuhosti BM dochází k nepatrnému poklesu amplitudy SFOAE na frekvencích zhruba $f > 1$ kHz a zároveň k posunu *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím. Vliv změny tuhosti BM na OAE prezentovaný na obrázku 4.4 by tak byl v souladu s experimentálně získanými daty (viz kapitola 2.1) a daty Zhaa a kol. [23], kdy při kontralaterální stimulaci pozorujeme pokles amplitudy SFOAE a zároveň posun *fine structure* směrem k vyšším frekvencím. Fáze (která rotuje) je na použité změně tuhosti BM prakticky nezávislá.

Na obrázku 4.5 vidíme frekvenční závislost amplitudy a fáze SFOAE pro různé intenzity stimulace L_p . SFOAE byly simulovány pro intenzity $L_p = 20, 25, 30, 35$ a 40 dB. Při zvyšování intenzity stimulu dochází k nárůstu amplitudy SFOAE. V důsledku nelinearity modelu projevující se při vyšších intenzitách L_p , která způsobuje „rozbití“ *fine structure*, je složitý trend chování *fine structure* interpretovat. U nižších frekvencí $f < 700$ Hz, kde je *fine structure* zachována, nicméně nepozorujeme žádný posun ve frekvenci *fine structure* SFOAE. Sklon fáze, který je dán latencí SFOAE, se s intenzitou stimulu L_p v použitém rozsahu výrazně nemění. Změny ve fázi jsou důsledkem skokových



Obrázek 4.5: Změna intenzity stimulace L_p – amplituda a fáze SFOAE

změn fáze v místech minim amplitudy SFOAE.

■ Shrnutí kapitoly 4

Tato kapitola prezentuje simulace SFOAE získané 2D hydrodynamickým modelem kochley propojeným s jednoduchým modelem středního ucha. Cílem je studovat vliv změny parametrů modelu na SFOAE. Ukazuje se, že zesílení výchylky BM o 3 dB má značný vliv na amplitudu SFOAE a naopak zanedbatelný vliv na fázi. Při snížení zesílení dojde ke snížení amplitudy SFOAE (v převážné části frekvenčního spektra zhruba 3 dB, v lokálních maximech až 5 dB, v lokálních minimech pak dokonce až 20 dB, viz obrázek 4.2). Dále je prezentováno, že zvýšení tuhosti středouší, které simuluje větší tuhost systému, může nepatrně posunout *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím (ale pouze na frekvencích > 1 kHz), což je v souladu s experimenty. Snížení amplitudy bylo docíleno pouze na frekvencích do 1 kHz. Práce tedy ukazuje, že MEMR může ovlivnit také *fine structure* SFOAE. Jednoznačný efekt na *fine structure* SFOAE má změna tuhosti BM. Zvýšení tuhosti BM vede k posunu *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím a nepatrnému snížení amplitudy SFOAE.

Kapitola 5

Závěr

Tato diplomová práce se zabývala vlivem středoušního reflexu a mediálního olivokochleárního reflexu na OAE. Vlivy těchto eferentních jevů na OAE byly zkoumány jednak pomocí experimentů, jednak pak pomocí modelů středního a vnitřního ucha. Konkrétně byl v práci pomocí měření studován vliv kontralaterální suprese na SFOAE. Pomocí modelu vnitřního ucha je pak zkoumán vliv zesílení kochleárního zesilovače, tuhosti basilární membrány a také tuhosti středoušního systému na SFOAE.

Kapitola 2 se zabývala měřením SFOAE. Hlavním cílem bylo změřit SFOAE a vliv kontralaterálního šumu na OAE. Podružně pak byly měřeny SFOAE pro různé intenzity stimulace L_p a také SOAE. U komponenty SFOAE s delší latencí (na obrázcích 2.5 – 2.8), která je generována v důsledku mechanismu lineárního koherentního odrazu, dochází při kontralaterální stimulaci k poklesu amplitudy ve *fine structure* SFOAE a k frekvenčnímu posuvu směrem k vyšším frekvencím. Tento výsledek je v souladu se Zhaem a kol. [23]. V oblasti lokálních minim SFOAE jsou však data získaná metodou spektrálního vyhlazování (obrázky 2.7 a 2.8) méně jednoznačná a konzistentní – v datech není zřejmý a jednotný trend chování *fine structure*. Tento výsledek může znamenat, že pozorovaný posun *fine structure* SFOAE může být zvýrazněn metodou měření využívající supresoru. Pro jednoznačný závěr je nutné provést detailnější měření pro více subjektů. Při měření vlivu intenzity stimulace L_p na SFOAE obě metody extrakce SFOAE (obrázky 2.9 a 2.10) vykazovaly stejný trend chování *fine structure* SFOAE – nárůst amplitudy a posun směrem k vyšším frekvencím s rostoucí intenzitou stimulace L_p . Lze tak říci, že se tyto změny nedají vysvětlit pouze případným vlivem MEMR, který by nastal při použití ipsilaterálního supresoru. U subjektu *s001* se navíc ukazuje, že frekvence lokálních maxim ve *fine structure* SFOAE zhruba

odpovídá frekvencím naměřených SOAE. Obdobnou souvislost mezi SOAE a *fine structure* SFOAE ukázaly i jiné studie (např. [23, 38]).

Kapitola 3 se zabývala modelem vnějšího a středního ucha použitým v této diplomové práci. Hlavním cílem části popsané v kapitole 3 je studium vlivu středního ucha a MEM reflexu na OAE. Vliv dopředného a zpětného přenosu na OAE byl analyzován pomocí stanovení residua p_t . Zpětným přenosem totiž můžeme modelovat vliv OAE na výslednou hodnotu tlaku p_t . Na obrázku 3.7 je zobrazena modulová a fázová charakteristika residua tlaku p_t pro proměnné hodnoty tlaku p_c . Residuum je získáno rozdílem tlaků případů bez MEMR a s MEMR. Výsledek simulace ukazuje, že i přes aktivaci MEMR může být výsledný efekt na OAE výraznější, než je efekt způsobený změnou tlaku p_t , který by vedl k residuu s konstantní fází. Tento fakt tak koliduje s Guinanovým předpokladem, že pokud fáze residua SFOAE rotuje, nedošlo k uplatnění MEMR, ale k aktivaci MOCR. Rotující fáze residua totiž nemusí nutně znamenat, že během měření nedošlo k aktivaci MEMR. Obrázek 3.8 dále ukazuje, jaký je vliv dopředného a zpětného přenosu na tlak p_t . Z obrázku 3.8 je zřejmé, že MEMR v hlavní části posuzovaného frekvenčního spektra (< 4 kHz) více ovlivňuje signál, který je přenášen z kochley směrem do zvukovodu (tedy případ OAE), než změnu tlaku, který měří sonda pro měření OAE, a který je dán impedancí středouší, jež se mění v důsledku aktivace MEMR.

Kapitola 4 prezentuje simulace SFOAE získané 2D hydrodynamickým modelem kochley propojeným s jednoduchým modelem středního ucha. Cílem bylo studovat vliv změny parametrů modelu na SFOAE. Bylo ukázáno, že zesílení výchylky BM o 3 dB má značný vliv na amplitudu SFOAE a naopak zanedbatelný vliv na fázi. Při snížení zesílení dojde ke snížení amplitudy SFOAE (v převážné části frekvenčního spektra zhruba 3 dB, v lokálních maximech až 5 dB, v lokálních minimech pak dokonce až 20 dB, viz obrázek 4.2). Dále bylo ukázáno, že zvýšení tuhosti středouší, které simuluje větší tuhost systému, může nepatrně posunout *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím (ale pouze na frekvencích > 1 kHz), což je v souladu s experimenty. Snížení amplitudy bylo docíleno pouze na frekvencích do 1 kHz. Práce tedy ukazuje, že MEMR může ovlivnit také *fine structure* SFOAE. Pro lepší pochopení dějů by bylo dobré model kochley propojit s detailnějším modelem středního ucha, např. s modelem popsaným v 3.1. Jednoznačný efekt na *fine structure* SFOAE má změna tuhosti BM. Zvýšení tuhosti BM vedlo k posunu *fine structure* SFOAE směrem k vyšším frekvencím a nepatrnému snížení amplitudy SFOAE. Pokud by tedy MOCR měnil tuhost podél BM a zároveň zesílení výchylky BM, bylo by to možné vysvětlení pozorovaných dat.

Tato práce ukázala, že eferentní jevy ovlivňují SFOAE měřené u lidí. Pozorované výsledky jsou v souladu s výsledky jiných autorů [23]. Pozorované

změny v amplitudě SFOAE se pohybují kolem 3 dB a rostou s intenzitou kontralaterálního šumu. Jednoznačně však nelze určit, jestli je pozorovaný efekt důsledkem MOCR nebo MEMR, popřípadě jejich kombinací. Pokud by byl zapojen MOCR, zesílení kochleárního zesilovače by se měnilo pouze o několik málo dB (zhruba o 3 či 5 dB). Je tedy otázka, zda by měla takováto změna zesílení nějaký významný vliv na porozumění řeči v šumu.

Příloha A

Literatura

- [1] World Health Organization. Deafness and hearing loss, 2021.
- [2] So Kim, Jae-Sung Lim, Il Kong, and Hyo Choi. Hearing impairment and the risk of neurodegenerative dementia: A longitudinal follow-up study using a national sample cohort. *Scientific Reports*, 8, 10 2018.
- [3] David T. Kemp. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *British Medical Bulletin*, 63(1):223–241, 10 2002.
- [4] David T. Kemp. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 64(5):1386–1391, 1978.
- [5] Christopher Bergevin, Sarah Verhulst, and Pim van Dijk. Remote sensing the cochlea: Otoacoustics. In Geoffrey A. Manley, Anthony W. Gummer, Arthur N. Popper, and Richard R. Fay, editors, *Understanding the Cochlea*, volume 62, chapter 8, pages 287–318. Springer, 2017.
- [6] Michael C. Liberman, Jiangan Gao, Zhang He, Xudong Wu, Shuping Jia, and Jian Zuo. Prestin is required for electromotility of the outer hair cell and for the cochlear amplifier. *Nature*, 419:300–4, 10 2002.
- [7] Joseph P. Walton, Adam C. Dziorny, Olga N. Vasilyeva, and Anne E. Luebke. Loss of the cochlear amplifier prestin reduces temporal processing efficacy in the central auditory system. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 12:291, 2018.
- [8] Rachael R. Baiduc, Jungmee Lee, and Sumitrajit Dhar. Spontaneous otoacoustic emissions, threshold microstructure, and psychophysical tuning over a wide frequency range in humans. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 135(1):300–314, 2014.

- [9] Carrick L. Talmadge, Arnold Tubis, Hero Wit, and Glenis Long. Are spontaneous otoacoustic emissions generated by self-sustained cochlear oscillators? *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89:2391–9, 06 1991.
- [10] Christopher A. Sera and John J. Guinan. Active processes and otoacoustic emissions. In Geoffrey A. Manley, Richard R. Fay, and Arthur N. Popper, editors, *Mechanisms of mammalian otoacoustic emission*, pages 305–342. Springer, New Yourk, 2008.
- [11] David T. Kemp and Rudolph Chum. Properties of the generator of stimulated acoustic emissions. *Hearing Research*, 2(3):213–232, 1980.
- [12] Christopher A. Sera and John J. Guinan. Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: A taxonomy for mammalian oaes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 105(2):782–798, 1999.
- [13] Christopher A. Sera and George Zweig. Reflection of retrograde waves within the cochlea and at the stapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89:1290–1305, 1999.
- [14] James O. Pickles. *An Introduction to the Physiology of Hearing, Third Edition*. Academic Press, 2008.
- [15] Carolina Abdala, Yeini C. Guardia, and Christopher A. Sera. Swept-tone stimulus-frequency otoacoustic emissions: Normative data and methodological considerations. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 143:181–192, 2018.
- [16] John Guinan. Olivocochlear efferents: Their action, effects, measurement and uses, and the impact of the new conception of cochlear mechanical responses. *Hearing Research*, 362, 12 2017.
- [17] Sudeep Mukerji, Alanna M. Windsor, and Daniel J. Lee. Auditory brainstem circuits that mediate the middle ear muscle reflex. *Trends in Amplification*, 14:170 – 191, 2010.
- [18] Sriram Boothalingam and Shawn Goodman. Click evoked middle ear muscle reflex: Implications for medial olivocochlear system assays. *Zatím nepublikováno*, DOI: 10.1101/2020.08.24.265462, 8 2020.
- [19] M. Christian Brown. Auditory system: Efferent systems to the auditory periphery. In Larry R. Squire, editor, *Encyclopedia of Neuroscience*, pages 753–757. Academic Press, Oxford, 2009.
- [20] Marc E. Lutman and Alan M. Martin. Development of an electroacoustic analogue model of the middle ear and acoustic reflex. *Journal of Sound and Vibration*, 64(1):133–157, 1979.

