

Bakalářská práce



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F4**

Fakulta Elektrotechnická  
Katedra radioelektroniky

## Použití matematického modelu vnitřního ucha pro studium stavu sluchu pomocí otoakustických emisí

**Ondřej Klimeš**

Vedoucí: Ing. Václav Vencovský, Ph.D.

Obor: Multimediální technika

Studijní program: Komunikace, multimédia a elektronika

Květen 2018



## Poděkování

Poděkování patří zejména Ing. Václavu Vencovskému, Ph.D. za pomoc, cenné rady a vedení této bakalářské práce.

Tato práce vznikla za podpory projektů CERIT Scientific Cloud (LM2015085) a CESNET (LM2015042) financovaných z programu MŠMT Projekty velkých infrastruktur pro VaVaI.

Dále bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Hejdovi, Ph.D. za bezplatné poskytnutí použité  $\text{\LaTeX}$ ové 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, 24. května 2018

## Abstrakt

Evokované otoakustické emise zkr. (E)OAE jsou akustické signály generované v hlemýždi v závislosti na vstupní stimulaci. Tuto odezvu lze měřit ve zvukovodu. Při diagnostice percepčních poruch sluchu může pomoci lokalizovat místo, kde porucha vzniká. Jejich měřením lze získat informace o funkci kochleárního zesilovače. Metodika diagnostiky pomocí OAE v široké klinické praxi však není správná a může vést k chybným závěrům. Cílem je zvýšení reliability těchto měření. Tato práce se proto zabývá porozuměním závislosti amplitudy distorzního produktu OAE zkr. DPOAE na intenzitě vstupního stimulu. Zkoumáno je měření DPOAE v jeho časové doméně, které umožňuje oddělení nelineární distorzní komponenty DPOAE od reflexní komponenty DPOAE. Pomocí modelu kochley se predikuje DPOAE a analyzuje se zejména onset. Amplituda DPOAE je vizualizována pomocí  $L_1$ ,  $L_2$  map, u nichž je zkoumána závislost na délce trvání onsetu, a části onsetu, ve které je DPOAE zaznamenáváno. Dále je v práci analyzována reflexní komponenta DPOAE a její závislost na  $L_2$  pro různé hodnoty zesílení kochleárního zesilovače.

**Klíčová slova:** otoakustické emise, DPOAE, dekompozice onsetu

**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 and describe responses that the cochlea generates in the form of acoustic energy in the dependence of the input stimulus. OAE used in sensoryneural hearing loss diagnostics can help locate the site where the disorder occurs. Measurement of OAE can also provide the information about the functionality of the cochlear amplifier. However, the OAE diagnostics methodology in broad clinical practice is not sufficient and can lead to incorrect conclusions. This thesis focuses on understanding of dependence of the amplitude of the distortion product OAE on the intensity of the input stimulus. The distortion product OAE abbrev. (DPOAE) measurement in its time domain has been investigated, enabling separation of the non-linear distortion component of the DPOAE from the reflection component of the DPOAE. DPOAE is predicted using the mathematical model of cochlea and it is analyzed especially on the onset. The amplitude of the DPOAE is visualized using  $L_1$  and  $L_2$  maps, depending on the duration of onset, and the part of the onset where the DPOAE is sampled. In addition, the DPOAE reflection component is analyzed depending on  $L_2$  for different values of the gain of the cochlear amplifier.

**Keywords:** otoacoustic emissions, DPOAE, onset decomposition

**Title translation:** On the use of Mathematical Cochlear Model to Study the Status of Cochlear Amplifier

## Obsah

<b>Zadání práce</b>	<b>1</b>	3.2.1 Pro dlouhé tóny $f_2$ . . . . .	21
<b>1 Úvod</b>	<b>3</b>	3.2.2 Pro krátké tóny $f_2$ . . . . .	21
1.1 Cíl práce, motivace . . . . .	3	3.3 Zesílení modelu a jeho vliv na reflexní a distorzní složku . . . . .	22
1.2 Ucho . . . . .	4	<b>4 Závěr</b>	<b>33</b>
1.3 Otoakustické emise . . . . .	5	<b>A Literatura</b>	<b>35</b>
<b>2 Metody</b>	<b>9</b>		
2.1 Model . . . . .	9		
2.2 Simulace . . . . .	12		
2.2.1 Pro dlouhé tóny $f_2$ . . . . .	12		
2.2.2 Pro krátké tóny $f_2$ . . . . .	13		
2.2.3 Extrakce nelineární a reflexní komponenty . . . . .	13		
<b>3 Výsledky</b>	<b>17</b>		
3.1 $L_1$ , $L_2$ mapy . . . . .	17		
3.1.1 Pro dlouhé tóny $f_2$ . . . . .	17		
3.1.2 Pro krátké tóny $f_2$ . . . . .	19		
3.2 Časové průběhy DPOAE . . . . .	20		

## Obrázky

1.1 Sluchové ústrojí . . . . .	5	3.9 DPOAE na onsetu tónu $f_2$ , pro krátké tóny $f_2$ , nehomogenity "2" .	27
2.1 Vstupně/výstupní funkce modelu	11	3.10 Reflexní složka DPOAE, pro krátké tóny $f_2$ , nehomogenity "1" .	28
2.2 Rozdělení nehomogenit $r$ . . . . .	15	3.11 Složky DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "1" . . . . .	29
2.3 Interference zdrojů . . . . .	16	3.12 Složky DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "2" . . . . .	29
3.1 DPOAE na onsetu dlouhého tónu $f_2$ , bez nehomogenit . . . . .	18	3.13 DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "1" . . . . .	30
3.2 DPOAE na onsetu dlouhého tónu $f_2$ , bez nehomogenit (přiblíženo pro vyšší intenzity $L_1 L_2$ ) . . . . .	19	3.14 DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "2" . . . . .	31
3.3 DPOAE na onsetu krátkého tónu $f_2$ , bez nehomogenit . . . . .	20		
3.4 srovnání DPOAE na onsetech pro krátkého a dlouhé tóny $f_2$ , bez nehomogenit . . . . .	20		
3.5 DPOAE na onsetu tónu $f_2$ , pro dlouhé i krátké tóny $f_2$ bez nehomogenit . . . . .	23		
3.6 DPOAE na onsetu tónu $f_2$ , pro dlouhé tóny $f_2$ , nehomogenity "1" .	24		
3.7 DPOAE na onsetu tónu $f_2$ , pro krátké tóny $f_2$ , nehomogenity "1" .	25		
3.8 DPOAE na onsetu tónu $f_2$ , pro dlouhé tóny $f_2$ , nehomogenity "2" .	26		

## Tabulky

2.1 Použití fázového paradigmatu . .	12
--------------------------------------	----





## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Klimeš** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **457088**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra radioelektroniky**  
Studijní program: **Komunikace, multimédia a elektronika**  
Studijní obor: **Multimediální technika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Použití matematického modelu vnitřního ucha pro studium stavu sluchu pomocí otoakustických emisí**

Název bakalářské práce anglicky:

**On the use of Mathematical Cochlear Model to Study the Status of Cochlear Amplifier**

Pokyny pro vypracování:

Použijte hydrodynamický model vnitřního ucha (odezvy basilární membrány) pro simulace vzniku otoakustických emisí. Zejména studujte generaci distorzních otoakustických emisí (DPOAE), a to jak nelineární tak reflexní komponenty. Pokuste se na základě simulací navrhnout možné zlepšení stávajících diagnostických metod založených na otoakustických emisích.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Vetešník, A., and Nobili, R. (2006). The approximate scaling law of the cochlea box model, *Hear. Res.* 222, 4353.
- [2] Vetešník, A., and Gummer, A. W. (2012) Transmission of cochlear distortion products as slow waves: A comparison of experimental and model data, *J. Acoust. Soc. Am.* 131, 3914-3934.
- [3] Abdala, C., and Kalluri R. (2017) Towards a joint reflection-distortion otoacoustic emission profile: Results in normal and impaired ears, *J. Acoust. Soc. Am.* 142, 812-824.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

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

Jméno a pracoviště druhého(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **12.02.2018**

Termín odevzdání bakalářské práce: **25.05.2018**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2019**

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

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta



# Kapitola 1

## Úvod

### 1.1 Cíl práce, motivace

Odhaduje se, že poruchou sluchu trpí po světě až 360 milionů lidí [1]. V USA se tak mezi nejrozšířenějšími chorobami staví hned po artritidě a srdečních onemocněních na třetí místo [2]. Mezi další předpoklady patří i odhad jenž říká, že až bezmála 90 % lidí s tímto problémem nepodstoupí kauzální terapii. U lidí (savců obecně) existuje mnoho příčin poškození sluchu. Jedním z nich může být ztráta tzv. kochleárního zesilovače, tedy schopnosti ucha zesilovat kmitání basilární membrány (zkr. BM) v hlemýždi (kochlee). Následkem toho může dojít ke ztrátě sluchu okolo 60 – 70 dB. Ztráta tohoto zesilovače pak spadá do kategorie percepčních (angl. *sensorineural*) poruch [3].

Vhodnou součástí diagnostických metod pro zjištění percepční poruchy sluchu jsou otoakustické emise (angl. *otoacoustic emissions*, dále pouze OAE), jejichž měřením může být odhaleno poškození kochleárního zesilovače. Ty mají oproti jiným metodám (např. psychoakustická tónová audiometrie) výhodu zejména v jejich objektivitě. OAE také může pomoci lokalizovat, kde porucha nastává. U percepčních poruch je totiž třeba rozlišit, zda mají původ přímo v hlemýždi (kochleární poruchy), nebo za hlemýžděm ve sluchovém nervu či dráze (centrální poruchy). Z hlediska diagnostiky jsou OAE užitečné v tom, že mohou vypovídat pouze o části systému – po hlemýždě. Mohou tak tedy pomoci lokalizovat, zda se jedná o kochleární nebo centrální poruchu. Dnes jsou OAE využívány zejména pro vyšetření sluchu novorozenců, u nichž jsou možnosti vyšetření značně omezeny. Je však třeba zmínit, že diagnostika kochleárních poruch pomocí OAE není zatím zcela dokonalá. V

jistých případech, může vést k chybným závěrům [4]. Z tohoto důvodu, jsou nyní mnoha vědeckými a zdravotnickými institucemi vyvíjeny nové techniky a technologie této diagnostiky. Jejich měření se nicméně ukazuje jako užitečný audiometrický test, který je porovnáván s metodou měření prahu sluchu. Korelace jejich výsledků je podložena mnoha měřeními subjekty (např. [5]).

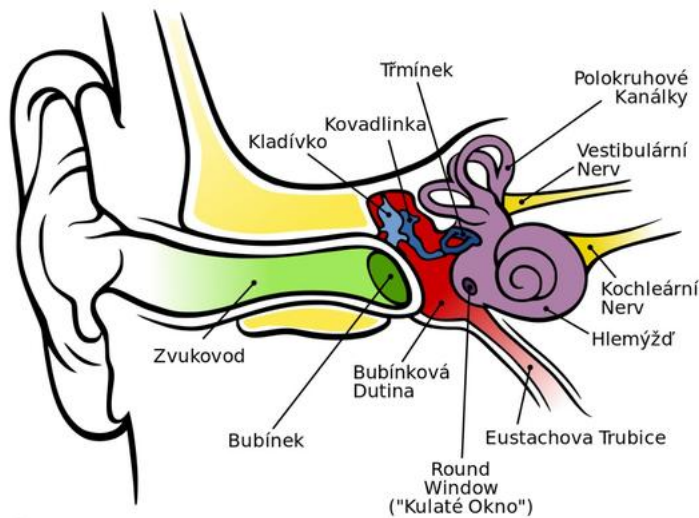
Tato práce se proto zabývá porozuměním závislosti amplitudy distorzního produktu OAE (zkr. DPOAE) na intenzitě vstupních stimulů, kterými jsou dva čisté tóny o blízké frekvenci. Zkoumáno je měření DPOAE v jeho časové doméně, které umožňuje oddělení nelineární distorzní komponenty DPOAE od reflexní komponenty DPOAE. Pomocí modelu kochley (popsán v 2.1) se predikuje DPOAE a analyzuje se zejména onset. Současně je analyzována také reflexní komponenta a závislost amplitudy obou komponent na intenzitě primárních tónů pro různé hodnoty zesílení kochleárního zesilovače.

## 1.2 Ucho

Klíčem k pochopení generace otoakustických emisí je důležité osvětlit základní funkci dílčích částí sluchového ústrojí. Sluchové ústrojí se skládá ze tří hlavních částí: vnějšího, středního a vnitřního ucha, jehož schéma je na obr. 1.1. Přivedeme-li akustický signál do zvukovodu (vnější ucho), na jeho konci rozkmitáme bubínek. Mechanické vlnění se pak přenáší přes vzájemně spojené středoušní kůstky (kladívko, kovádlíku, třmínek). Přes třmínek je pak přenášen zvuk do vnitřního ucha skrze oválné okénko. Z hlediska otoakustických emisí je podstatná část vnitřního ucha zvaná hlemýžď. Hlemýžď je z fyzikálního pohledu jakási spirálovitá dutina vyplněná kapalinou. Tuto dutinu podélně rozděluje bazilární membrána (dále pouze BM), jež se chová jako řada oscilátorů, kde je každý z nich naladěn na jinou frekvenci, což je důsledkem gradientu tuhosti, tedy změny tuhosti BM směrem od třmínku k apexu (špičce hlemýžďe). V bazální části membrány (blíže k oválnému okénku) oscilátory vykazují kmity na vyšších frekvencích. Směrem k apikální části hlemýžďe pak tyto kmity oscilátorů přechází kontinuálně v nižší kmitočty [3]. Významnou roli z hlediska OAE hrají nehomogenity v mikromechanické struktuře (v angl. literatuře *roughness*). Na mikromechanické úrovni se struktura podél hlemýžďe mění poněkud nepravidelně, což může být např. kvůli odchylkám v počtu vnějších vláskových buněk (angl. *outer hair cells*, zkr. OHC), které jsou rozprostřeny lemuji [3]. OHC, působící jako jakýsi motor tohoto tzv. kochleárního zesilovače, poskytují zpětnovazební energii ke kmitům BM a dávají tak vhodný stimul pro receptory vnitřních vláskových buněk, které převádí mechanické vlnění za pomoci chemických procesů na elektrickou energii [3]. Nehomogenity na BM pak mohou vést k odrazu vln. Když se po BM šíří postupná vlna, v místě maxima excitace daného tónu na BM dojde k

jejímu odrazu. V místě odrazu, se tak tvoří lineární reflexní zdroj. Tento jev popisuje tzv. *theory of coherent reflection filtering* [6].

Další důležitou roli hraje taktéž nelinearita kochleárního zesilovače, jež je patrná ve vstupně/výstupní funkci (obr. 2.1), zobrazující závislost výchylky BM na úrovni vstupního signálu (v tomto případě čistého tónu).



Obrázek 1.1: Sluchové ústrojí

### 1.3 Otoakustické emise

Otoakustická emise je (obecně řečeno) zvukový signál měřitelný ve vnějším zvukovodu, jehož zdrojem, je aparát vnitřního ucha. OAE může být dvojího původu. Buďto spontánní otoakustické emise (SOAE), které jsou generovány bez stimulace vnějšími signály, nebo evokované emise (EOAE), které jsou vyvolány určitým akustickým stimulem, který do zvukovodu vstupuje z vnějšku. Tato práce se zabývá emisemi evokovanými. Ty se dále dělí na jednotlivé typy v závislosti na stimulu, kterým jsou evokovány. Například tím nejjednodušším typem emise může být stimulace jedním kmitočtem (angl. *stimulus-frequency OAE*, zkr. SFOAE). Jako perspektivní se však pro klinickou praxi ukázala stimulace dvěma čistými tóny  $f_1$  a  $f_2$  o blízkých frekvencích, jejichž poměr je zpravidla  $f_2/f_1 \approx 1.2$  [7]. Tento typ stimulace, vytváří ve vnitřním uchu dva zdroje.

První z nich (primární zdroj) je nelineární distorzní komponenta, která je generována v blízkosti překryvu postupných vln putujících podél BM, vyvolaných dvojicí tónů. Důvodem, proč je generována primární komponenta, je již výše zmíněné intermodulační zkreslení, které vzniká nelinearitou zesilovače. Kochleární zesilovač je z fyzikálního hlediska nelineární prvek. U nelineárních



a reflexní komponentou. U klinického měření měříme obě tyto složky (v součtu). Nastane-li například situace, při které vstupní stimulační zdroj způsobí, že se příspěvky od obou zdrojů budou navzájem odčítat, vznikne destruktivní interference. Příčinou této destruktivní interference je vhodný fázový rozdíl, s nímž tyto zdroje kmitají. Tímto způsobem může být (na základě velmi slabého DPOAE) mylně shledáno, že je kochleární zesilovač nefunkční. Tento jev lze pozorovat např. v tzv. DP-gramech, u zjišťování DPOAE se stoupající  $f_2$  a stálým frekvenčním poměrem  $f_1/f_2$ . V průběhu lze přes očekávanou přibližně konstantní funkci pozorovat maxima (při konstruktivní interferenci) a minima (při destruktivní), s rozdílem, v určitých případech, až o desítky decibelů, což je v zahraniční literatuře nazýváno jako *fine structure*. V níže popsaném modelu, však lze nastavit BM bez nehomogenit, což má za následek generaci pouze primární, tedy nelineární distorzní komponenty.

Druhý problém souvisí s fázovým rozložením kmitů nelineární distorzní komponenty podél kochley [12]. Simulace ukazují, že zejména při vyšších intenzitách vstupních stimulů se nelineární síla rozprostře po širší části BM. V případě že tyto síly jsou v různých místech v protifázi, mohou se tyto dílčí složky nelineární distorzní komponenty vyrušit a měřené DPOAE tak může být velmi slabé. Tento mechanismus může vést k potlačení amplitudy DPOAE na vyšších intenzitách primárních tónů [12].

Z důvodu těchto problémů, je snahou tyto vlivy eliminovat. Jedno z řešení problematiky dvou zdrojů, přináší metoda zvaná *onset decomposition*, (zkr. OD) [13], založená na rozdílném reakčním čase vybuzení jednotlivých komponent. Využívá se při ní měření DPOAE v časové doméně. Vzhledem k tomu, že nelineární distorzní komponenta, která je vybuzená dříve, dorazí do zvukovodu před složkou reflexní, lze je v čase spolehlivě oddělit. V [5] tak bylo dosaženo lepších korelací zjišťovaných prahů DPOAE, s výsledky měření prahů běžnou audiometrickou metodou.





## Kapitola 2

### Metody

#### 2.1 Model

Z důvodu lepšího pochopení děju v hlemýždi byla již před více než půl stoletím započata snaha vytvořit matematický model odezvy bazilární membrány na vstupní stimulaci. Dvoudimenzionální box model kochley (hlemýžď) byl prvotně formulován v [14, 15] a dále hlouběji vyvíjen v [16]. Model, který je použit v této práci, je identický s modelem, který je popsán v [8]. Dvoudimenzionální je z toho důvodu, že zde není uvažován příčný rozměr v hlemýždi. Zahrnuje pouze rozměr podélný (po délce rozvinutého hlemýžďe) a vertikální (ve směru výchylky BM).

Kochlea, je v tomto modelu reprezentována dvěma obdélníkovými komorami, jež jsou vyplněny nestlačitelnou tekutinou a kanálky jsou rozděleny BM. BM je zde modelována, jako spojitá řada 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. Příčné vychýlení  $\xi(x, t)$  (kladné pro vychýlení směrem k *scala vestibuli*) oscilátorů je v modelu počítáno pomocí integro-diferenciálních rovnic

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

kde  $\partial_t$  značí parciální derivaci podle času  $t$  a  $\partial_x$  je derivace podle polohy (podél BM), dané hodnotou proměnné  $x$  (pro bázi  $x = 0$ , pro konec BM  $x = L$ ).  $L$  je délka bazilární membrány.  $G_S(x)$  je Greenova funkce reprezen-

tující jakousi hydrodinamickou spojku mezi třmínkem (angl. *stapes*) a BM,  $\sigma(t)$  je vychýlení třmínku (kladné pro vychýlení směřující dovnitř kochley),  $\partial_x s(x) \partial_x$  zodpovídá za podélné spojení oscilátorů z důvodu smykové viskozity, a  $G(x, \bar{x})$  značí podélné spojení mezi dílčími segmenty BM způsobené hydrodynamickými silami, přítomných z důvodu okolního kapalného prostředí. Zrychlení oscilátorů  $\bar{x}$ , s délkou  $d\bar{x}$  vyvolává sílu  $x$ , na jednotku délky BM. To je dáno výrazem  $G(x, \bar{x}) d\bar{x} \partial_t^2 \xi(\bar{x}, t)$ . V 2-D modelu, může být Greenova funkce  $G(x, \bar{x})$  vyjádřena jakožto součet dvou výrazů, jejichž analytické vyjádření, pro potřeby box modelu, můžeme najít v [16].

Každý z oscilátorů je zesilován lokálně netlumenou silou  $U(x, t)$ , která reprezentuje sílu vyvolanou vnějšími vláskovými buňkami (cite Nobili 1998). Stejně jako [17], [8] předpokládají, že  $U(x, t)$  závisí nelineárně, na vychýlce shluků vláskových buněk  $\eta(x, t)$

$$U(x, t) = u(x)S[\eta(x, t)], \quad (2.1)$$

kde  $u(x)$  je vhodná funkce kontrolující míru onoho zesílení podél BM

$$u(x) = g\{1.02 + 6 \cdot \tanh[0.15(1 - x)/L]\}, \quad (2.2)$$

kde  $g$  je konstanta 1.41, a  $S[\eta(x, t)]$  je nelineární sigmoidní funkce stanovena v [17] jako

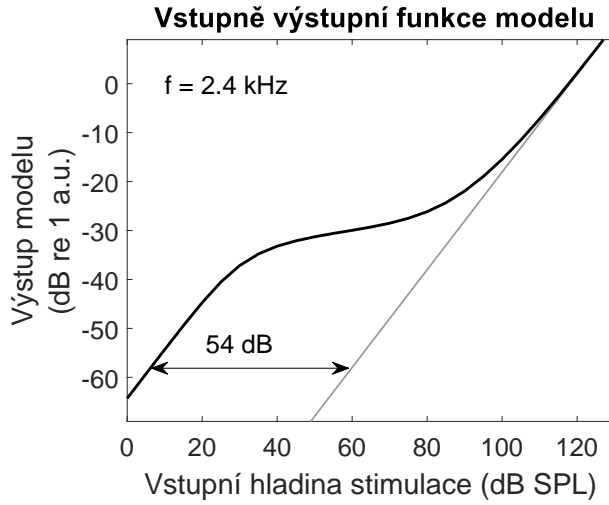
$$S(y) = \frac{0.1}{1 + c_1 \exp(-y/y_1) + c_2 \exp(-y/y_2)} - b, \quad (2.3)$$

s hodnotami parametrů:  $y_1 = 0.01139$ ,  $y_2 = 0.03736$ ,  $c_1 = 0.7293$ ,  $c_2 = 1.4974$ , a  $b = 0.030991$ .

Výchylka vlásků na vrcholu vnějších vláskových buněk  $\eta(x, t)$  je určena, 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. Sigmoidní tvar oné nelineární funkce je limitem pro kochleární zesílení na vyšších intenzitách a způsobuje kompresivní nelinearitu ve vstupně/výstupní funkci modelu (viz obrázek 2.1). Výstupní hodnoty DPOAE jsou uváděny buďto v [a. u.] nebo [dB re 1 a. u.], pro zobrazení lineární, resp. v decibelích. Těchto jednotek je užito z toho důvodu, že BOX model nerespektuje reálné parametry lidské kochley, což vede k tomu, že predikovaná data mohou s naměřenými daty souhlasit pouze kvalitativně, nikoliv kvantitativně. Tyto obecné jednotky "a. u." tedy znamenají *arbitrary units*.



**Obrázek 2.1:** Vstupně/výstupní funkce modelu

Model středního ucha je jednoduše 1D, a je přizpůsoben z [9]. Model je popsán následovně:

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

kde  $\sigma(t)$  je výchylka oválného okénka,  $P_{dr}(t)$  je kalibrovaný tlak ve zvukovodu, pro případ ideálně tuhého ušního bubínku,  $m_{me}$  je hmotnost kůstek středního ucha (kladívko, kovadlinka, třmínek) a bubínku,  $h_{me}$  je tlumení,  $k_{me}$  je tuhost kůstek středního ucha, společně s bubínkem a dutinami vnějšího ucha. Hodnoty hmotnosti, tlumení a tuhosti, byly nastaveny na základě měření odrazivosti třmínku [18].

Výchylka oválného okénka  $\sigma(t)$ , též ovlivňuje tlak ve zvukovodu  $P_e(t)$ , což platí za předpokladu adiabatické komprese/expanze, jež souvisí s kalibrovaným tlakem zvukovodu  $P_{dr}(t)$

$$P_{dr}(t) = P_e(t) + \frac{P_e^a S_{ty}\Gamma_{mi}}{V_e}\sigma(t), \quad (2.4)$$

kde  $P_e^a = \gamma_{air}P_e^0$ , a  $P_e^0$  je okolní atmosferický tlak vzduchu ve zvukovodu.

Model vnitřního ucha je implementován v programovém prostředí, resp. programovacím jazyku MATLAB. Pomocí modelu, je možné měnit různé parametry a zjišťovat tak odezvu sluchového ústrojí v rozličných situacích. Hlavní zkoumanou veličinou je, v níže popsaných simulacích, výstupní tlak, tak jak je tomu i při měření. Pomocí modelu je však možno zjišťovat například, jak se chová BM a další užitečné informace.

	$\varphi_1$	$\varphi_2$	$\varphi_{DP} = 2\varphi_1 - \varphi_2$
1. simulace	0 ↑	0 ↑	0 ↑
2. simulace	$\frac{\pi}{2} \rightarrow$	$\pi \downarrow$	0 ↑
3. simulace	$\pi \downarrow$	$2\pi \uparrow$	0 ↑
4. simulace	$\frac{3}{2}\pi \leftarrow$	$\pi \downarrow$	0 ↑

**Tabulka 2.1:** Použití fázového paradigmatu

## 2.2 Simulace

V rámci této práce byly pomocí modelu prováděny simulace, při kterých byl generován DPOAE. Níže jsou popsány metody, kterých bylo při simulacích použito.

### 2.2.1 Pro dlouhé tóny $f_2$

Simulace byly realizovány na modelu, vytvořeném autory článku [8]. První ze simulací, která byla provedena, zjišťuje DPOAE na onsetu kratšího tónu, který je spuštěn až po definované době spuštění druhého tónu, v závislosti na několika hodnotách intenzit vstupních stimulů tónů  $L_1$  a  $L_2$ . Pro úplnost a názornost, je každá intenzita  $L_2$  kombinována se všemi  $L_1$ . Jedním z grafických výstupů pak mohou být mapy, s konturami podobným vrstevnicím v kartografii. Užití hodnoty vstupních stimulů jsou:  $L_1$  30 až 80 dB SPL, s krokem 2 dB a  $L_2$  20-80 dB SPL, taktéž s krokem 2 dB.

V čase  $t = 0$  je spuštěn tón  $f_1$  o intenzitě  $L_1$  a o délce trvání 80 ms. V čase  $t = 15$  ms je spuštěn tón  $f_2$  o intenzitě  $L_2$  a o délce trvání 40 ms. Další variabilní složkou zde je délka rampy (náběhu a sestupu) jejíž variabilní hodnoty jsou 2 ms, 5 ms, 10 ms. Všechny měření byly prováděny na jedné frekvenci  $f_2 = 2400$  Hz. Jelikož je zde užito poměru kmitočtů  $\frac{f_2}{f_1} = 1.2$  [-], frekvence  $f_1 = 2000$  Hz. Kubický distorzní produkt, pak tedy lze dle rovnice 1.2 očekávat na frekvenci  $f_{DP} = 1600$  Hz. Motivací zde je získání průběhu DPOAE v čase. Pro každou kombinaci  $L_1$  a  $L_2$  byly simulovány čtyři varianty, které se co do vstupních parametrů lišily pouze ve fázi, viz tabulka 2.1. V tabulce vidíme čtyři různé kombinace počátečních fází tónů  $f_1$  a  $f_2$ , u nichž jsou příslušné schematické šipky. Podobně jako pro frekvence, platí i pro fáze tónů

$$\varphi_{DP} = 2 \cdot \varphi_1 - \varphi_2, \quad (2.5)$$

V momentě kdy bude celkový výsledek OAE těchto čtyř simulací zprůmě-

rován sumací a dělením čtyřmi, dojde k následující situaci. Sečtené tóny  $f_1$  se na základě existence příspěvků s opačnou fází vždy odečtou (1. se 3., 2. se 4.). Stejně tak tomu bude i u tónu  $f_2$ , který se navzájem taktéž vyruší. Opačně tomu však bude u DPOAE. Distorzní produkt se na základě vztahu 2.5 bude vždy přičítat ( $\varphi_{DP}$  bude vždy stejné). Použití fázového paradigmatu je blíže popsáno v [19]. V těchto simulacích je řešení oproti [19] zredukováno na polovinu, kde jsou fázové kroky nikoliv  $90^\circ$  resp.  $180^\circ$ , ale  $45^\circ$  resp.  $90^\circ$ . Nejbližší intermodulační produkt, který se vlivem této metody fázově neodečte, je až  $f_{IP} = 2f_2 = 4800$  Hz. Ten je tak dostatečně vzdálen od zkoumaného DPOAE. Dále jsou průběhy OAE vyfiltrovány FIR filtrem (filtrem s konečnou impulzní odezvou) řádu 500, střední frekvenci  $f_{DP} = 1600$  Hz, šířkou pásma 200 Hz, užívajícím Hammingovo okno. Z této filtrace získáme kubický DPOAE. Pro další analýzy signálu je třeba získání jeho časové obálky. Té je dosaženo pomocí Hilbertovy transformace filtrovaného signálu, z které je již následně uvažována pouze absolutní hodnota.

Protože je zkoumáno chování signálu na onsetu  $f_2$ , stanovíme nejprve referenční hodnotu DPOAE daného signálu v jeho ustálené části. Ta je, při použitých parametrech brána fixně jako maximum v intervalu 35 - 40 ms signálu.

### ■ 2.2.2 Pro krátké tóny $f_2$

Nastavení simulace pro krátké pulsy  $f_2$ , se od simulací pro dlouhé  $f_2$  lišily následovně. V čase  $t = 15$  ms je spuštěn tón  $f_2$  o intenzitě  $L_2$  a o délce trvání 8 ms. Délka trvání pulsu byla přibližně vybrána na základě článku [5] pro frekvenci  $f_2 = 2400$  Hz. Tato délka by měla být dostatečně dlouhá pro potřebné vybudování DPOAE, na druhou stranu však dostatečně krátká, aby umožnila separaci komponent. Po filtraci byla brána pouze maximální hodnota DPOAE.

### ■ 2.2.3 Extrakce nelineární a reflexní komponenty

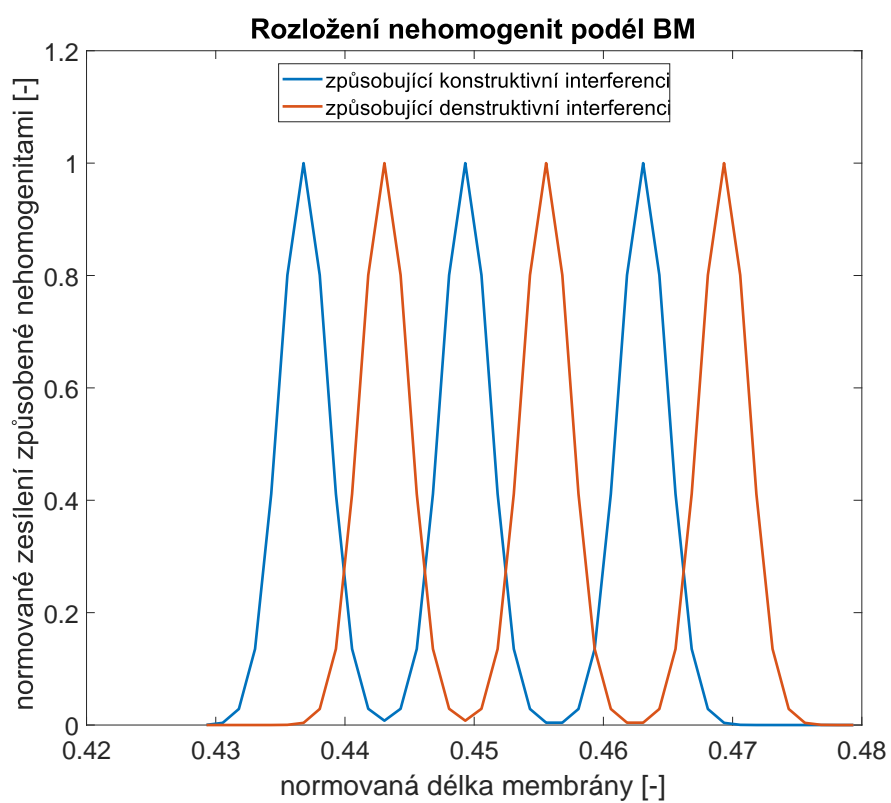
Jak již bylo řečeno v úvodu, jedním z problémů měření, případně simulací DPOAE, je problém dvou zdrojů, které mohou kmitat s jinou fází.

V souvislosti s tímto problémem vyvstává otázka, jakého charakteru jsou nehomogenity na BM. Ve snaze ukázat názorné chování jednotlivých zdrojů a získat reflexní komponentu bylo v dalších simulacích užito následujících rozložení nehomogenit zobrazených v grafu 2.2. V modelu, je jedním z parametrů kochley zesílení. To je zde reprezentováno jako vektor, který určuje, s jakým zesílením kmitají jednotlivé části BM. Nehomogenity jsou zde implementovány

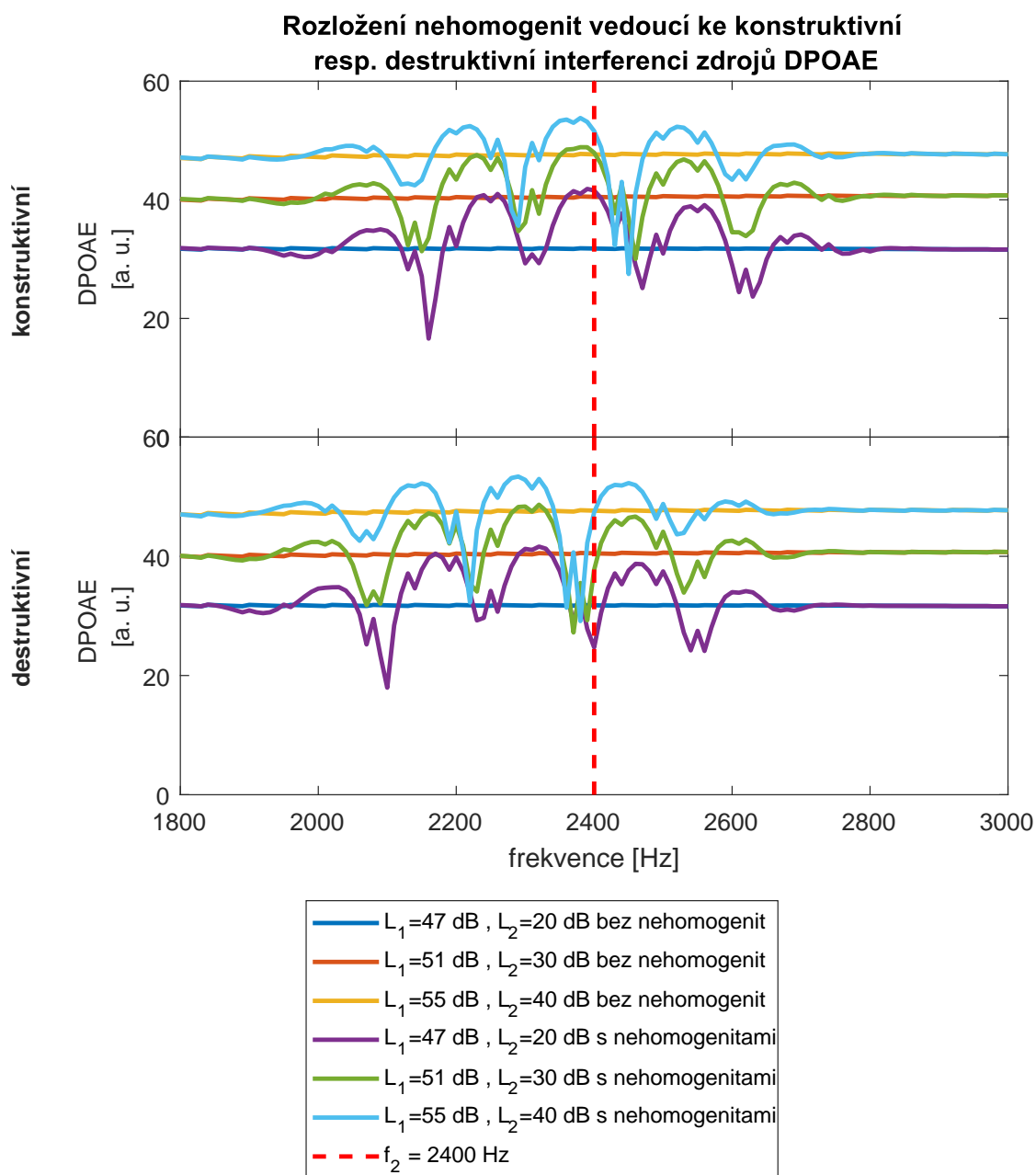
jako několik po sobě jdoucích nárůstů (v tomto případě tří) zesílení v úzké vyšetřované části BM, s charakterem gaussova rozdělení, popsány funkcí  $r$ , zobrazenou v grafu 2.2. Místa těchto nelinearit na BM byla stanovena tak, aby vzdálenost takto vzniklých zdrojů byla asi 100 Hz, což odpovídá experimentálním datům v této frekvenční oblasti [13]. Rozdělení nehomogenit byla použita dvě různá, v grafu 2.2 jsou zobrazena každé jinou barvou. Byla stanovena experimentálně, a to tak aby byla vytvořena konstruktivní a destruktivní interference dvou zdrojů. Výsledné zesílení  $A(x, t, r)$  je tedy rovno

$$A(x, t, r) = U \cdot (1 + k \cdot r), \quad (2.6)$$

kde amplituda nehomogenit  $k = 0.11$  byla stanovena taktéž experimentálně, a to tak, aby byla na nižších intenzitách reflexní komponenta přibližně stejně silná jako komponenta distorzní. V grafech 2.3 jsou pak zobrazeny DP-gramy pro tato dvě rozdělení nehomogenit a v každém z nich jsou také zobrazeny průběhy odpovídající nastavení modelu bez nehomogenit. Na obr. 2.3 (nehomogenity v grafu 2.2 modrý průběh) vidíme, že pro  $f_2 = 2400$  Hz vytváří tóny  $f_1$  a  $f_2$  na zvolených intenzitách  $L_1$  a  $L_2$ , konstruktivní interferenci a amplituda DPOAE je poměrně velká. Oproti tomu na obr. 2.3 vidíme, že pro stejné nastavení vstupních parametrů vyjma rozložení nehomogenit (nehomogenity odpovídají v grafu 2.2 červenému průběhu) tvoří destruktivní interferenci a DPOAE je tak zejména například pro  $L_1 = 47$  dB SPL,  $L_2 = 20$  dB SPL velmi slabý, v lokálním minimu. DP-gramy byly získány pro hodnoty stimulů  $L_2 = 20, 30, 40$  dB SPL na základě *scissor paradigm*, dle rovnice 1.3. Vstupním intenzitám  $L_2$  tak odpovídá  $L_1 = 47, 51, 55$  dB SPL. Tyto hodnoty v dB SPL jsou vztaženy k referenční hodnotě prahu slyšení  $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$  Pa na 1 kHz:  $L = 20 \log_{10}(\frac{p}{p_0})$  [dB SPL].



**Obrázek 2.2:** Rozdělení nehomogenit  $r$



Obrázek 2.3: Interference zdrojů



## Kapitola 3

### Výsledky

#### 3.1 $L_1$ , $L_2$ mapy

V této podkapitole jsou zobrazeny výsledky simulací z části 2.2. Je zde zobrazována amplituda DPOAE v závislosti na intenzitách  $L_1$  a  $L_2$ , pro různé části časového průběhu DPOAE v onsetu a stacionární části. Zobrazením použitým u grafů 3.1, 3.2, 3.3, 3.4 se říká  $L_1$ ,  $L_2$  mapy.

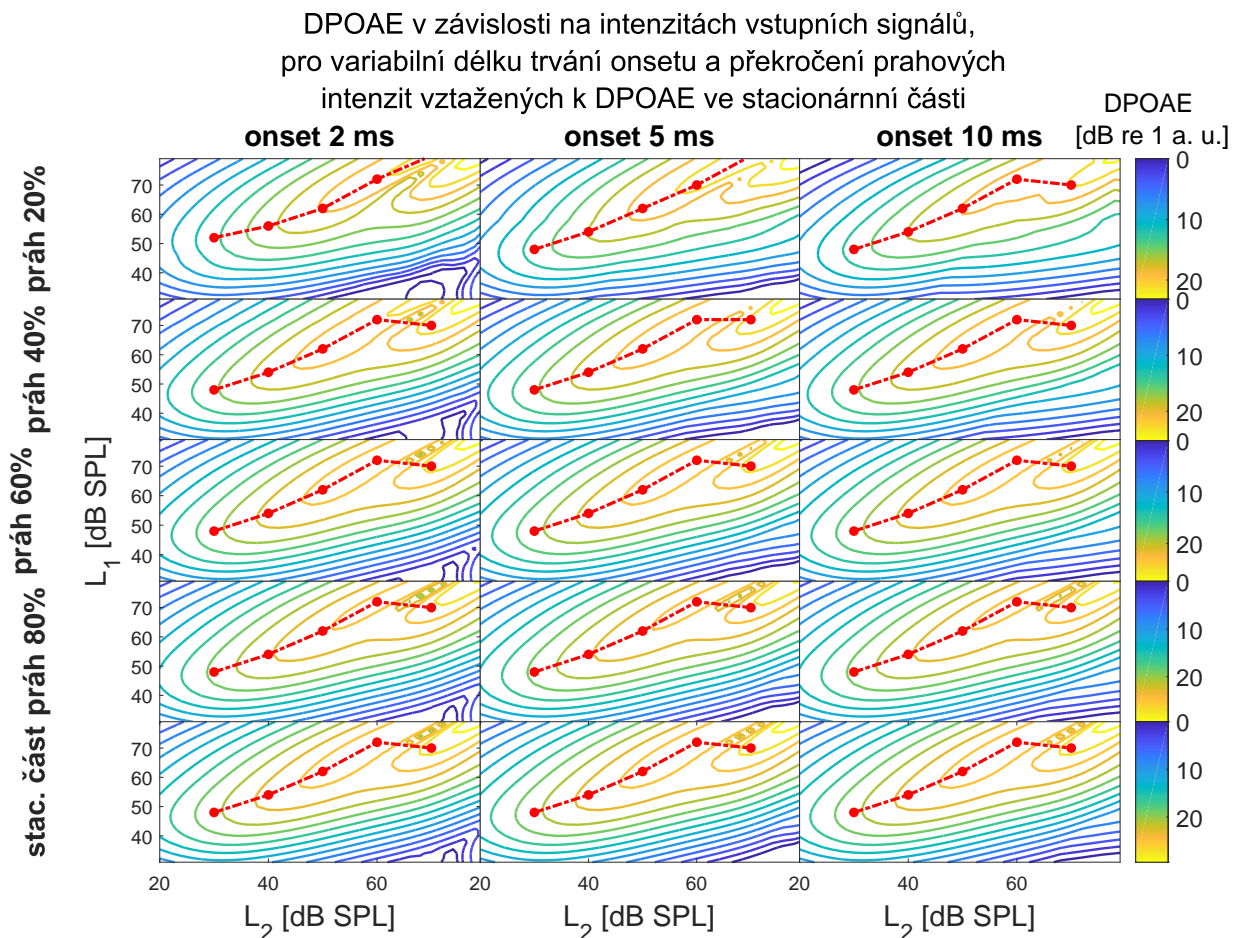
##### 3.1.1 Pro dlouhé tóny $f_2$

Grafy 3.1, 3.2 zobrazují mapy pro dlouhé tóny, pro model bez nehomogenit. DPOAE je zobrazeno pro hladiny akustického tlaku vstupních stimulů  $L_1$  a  $L_2$ , 30 – 80 dB, resp. 20 – 80 dB, pro variabilní délku trvání onsetu 2, 5 a 10 ms. Je též zohledněno chování DPOAE v průběhu jeho onsetu. Jsou tedy odstupňovány prahy, při kterých simulované DPOAE překročí poměrnou hodnotu (v grafu *práh [%]*) DPOAE ve stacionární části. Mapy jsou také prokládány body, spojené červenou přerušovanou křivkou, které postihují optimální hodnoty vstupních stimulů  $L_1$ ,  $L_2$ , při kterých je amplituda DPOAE pro dané  $L_2$  největší. Tyto hodnoty byly vybrány pro práh překročení 40% DPOAE v ustálené části a délku trvání onsetu 2 ms. Pro stanovené hladiny akustického tlaku  $L_2 = 30, 40, 50, 60, 70$  dB byla největší amplituda DPOAE pro hodnoty  $L_1 = 48, 54, 62, 72, 70$  dB.

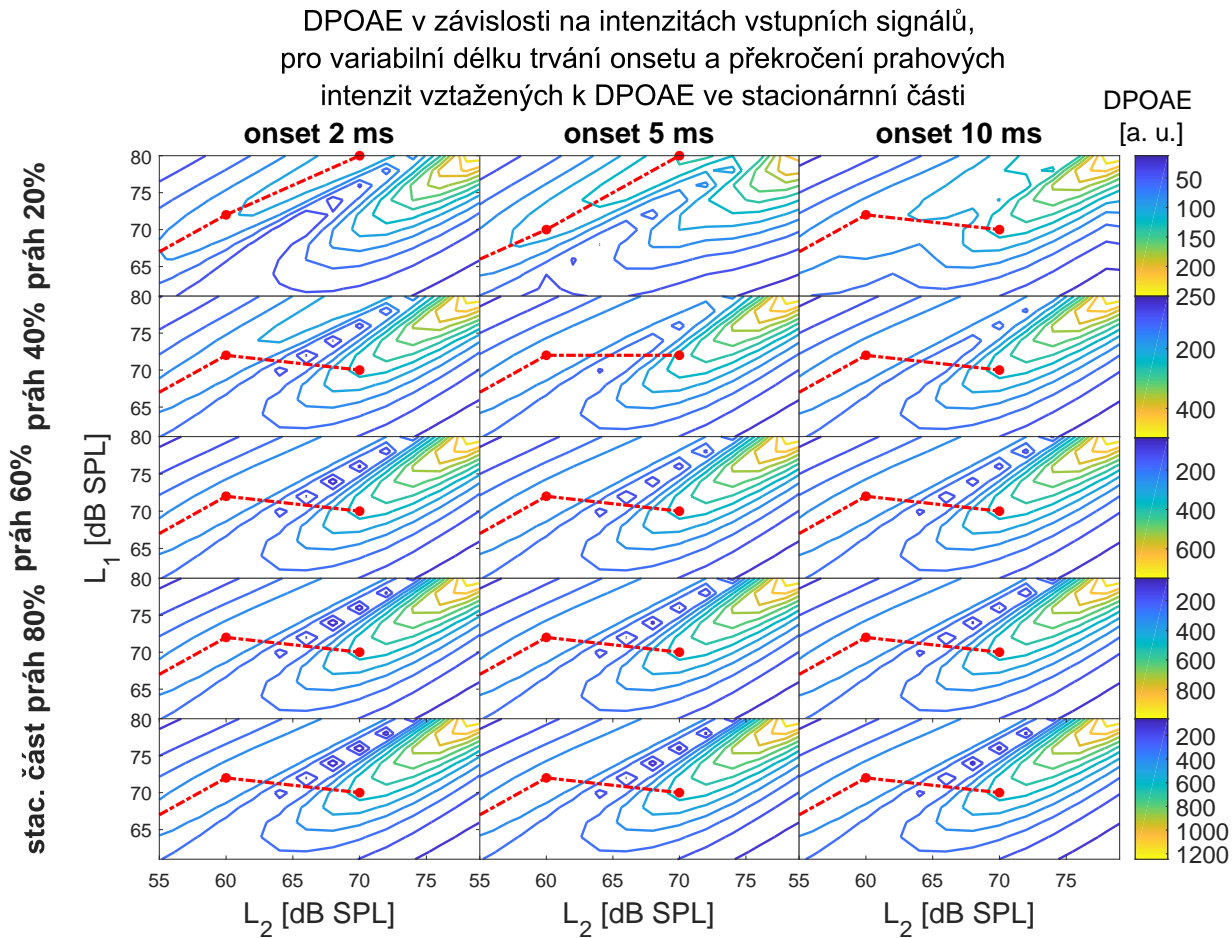
Lze si povšimnout, že v určitých místech, jsou i na vysokých intenzitách

(např.  $L_1 = 70$  dB,  $L_2 = 65$  dB, nebo  $L_1 = 75$  dB,  $L_2 = 70$  dB) vstupních stimulů, znatelné "propady" (v zahraniční literatuře tzv. *notches*). Ty jsou způsobeny jedním z problémů, jež je předeslán v úvodu. Týká se rozdělení fáze nelineární síly vybuzující nelineární distorzní komponentu DPOAE. Na vyšších intenzitách, dochází k rozprostření zdroje po větší délce BM, a nelineární síly v různých částech kochley se mohou (v závislosti na rozdílu fází) navzájem vyrušit. Tyto propady jsou právě tím případem, kdy jsou nelineární síly v různých místech podél kochley v protifázi [8].

Z grafů 3.1, 3.2 lze dále vyčíst, že tvary těchto map (zobrazovaných kontur) a zejména pak existence *notchů*, které rozdělují oblasti pro vysoké vstupní intenzity  $L_1$ ,  $L_2$  na dvě části, jsou téměř nezávislé na použitých parametrech. Tedy na délce onsetu a na místě v jakém je DPOAE v průběhu jeho onsetu zaznamenáno. Vyjímkou je však případ pro nízký práh 20% a dlouhý onset 10 ms, kde je *notch* poměrně neznatelná.



**Obrázek 3.1:** DPOAE na onsetu dlouhého tónu  $f_2$ , bez nehomogenit

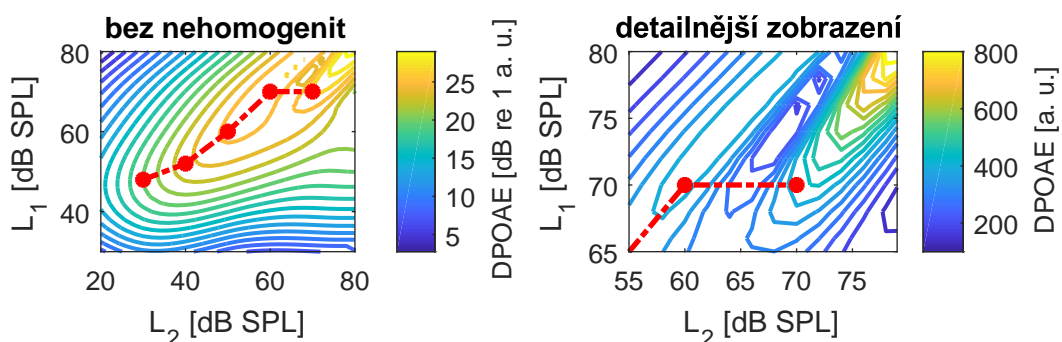


**Obrázek 3.2:** DPOAE na onsetu dlouhého tónu  $f_2$ , bez nehomogenit (přiblíženo pro vyšší intenzity  $L_1$   $L_2$ )

### ■ 3.1.2 Pro krátké tóny $f_2$

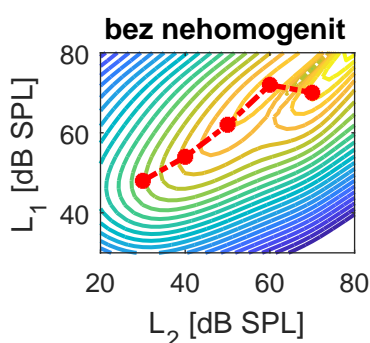
Graf 3.3 zobrazuje mapy pro krátké tóny  $f_2$ , pro model bez nehomogenit. Optimální vstupní hladiny akustického tlaku byly stanoveny stejně jako v části 3.1.1. Pro  $L_2 = 30, 40, 50, 60, 70$  dB SPL byla amplituda DPOAE nejvyšší pro hodnoty  $L_1 = 48, 52, 60, 70, 70$  dB SPL. Dále je na obr. 3.4 uvedeno srovnání map krátkých a dlouhých tónů  $f_2$ . Pro krátké tóny je bráno maximum DPOAE z časového průběhu. U dlouhých tónů je brána hodnota DPOAE ve stacionární oblasti. Délka onsetu je 2 ms. Mapy se liší především v oblasti vyšších hladin akustického tlaku  $L_2$  ( $L_2 > 60$  dB) a nižších hladin  $L_1$  ( $L_1 < 60$  dB). U krátkých tónů  $f_2$ , stoupá DPOAE (pro fixní  $L_2$  a zvyšující se  $L_1$ ) pomaleji, než je tomu u tónů dlouhých. Tato oblast, je však poměrně vzdálená od optimálních kombinací vstupních stimulů  $L_1$  a  $L_2$ . V této oblasti je již zdroj nelineární distorzní komponenty DPOAE velmi široký a předchozí studie ukázala rozdíly nelineární síly mezi onsetem a stacionární oblastí [8].

### DPOAE pro krátké tóny $f_2$    DPOAE pro krátké tóny $f_2$ bez nehomogenit,

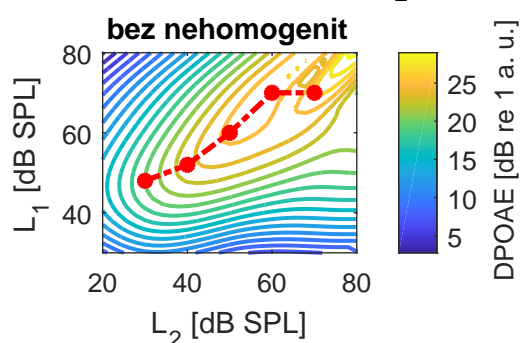


Obrázek 3.3: DPOAE na onsetu krátkého tónu  $f_2$ , bez nehomogenit

### DPOAE pro dlouhé tóny $f_2$



### DPOAE pro krátké tóny $f_2$



Obrázek 3.4: srovnání DPOAE na onsetech pro krátkého a dlouhé tóny  $f_2$ , bez nehomogenit

## 3.2 Časové průběhy DPOAE

V grafu 3.5 vidíme srovnání DPOAE pro optimální hladiny akustického tlaku dlouhých a krátkých tónů. Jelikož v tomto případě v modelu nejsou zahrnuty nehomogenity, lze spatřovat odezvu pouze nelineární distorzní komponenty. Nelineární distorzní komponenta odezvívá pro krátké tóny  $f_2$  (v závislosti na vstupních stimulech) v nejzazším případě po čase  $t \approx 35$  ms, zatímco u dlouhých signálu až po čase  $t \approx 60$  ms. U krátkých tónů  $f_2$ , však není nelineární distorzní komponenta vybudena v plné amplitudě, což při měření vede k menšímu odstupu signálu od šumu (SNR).

### ■ 3.2.1 Pro dlouhé tóny $f_2$

Na obrázcích 3.6, 3.8 vidíme srovnání pro dlouhé tóny  $f_2$ , jak pro simulace s nehomogenitami, tak bez nich. Za povšimnutí zde stojí fakt, že charakter interference závisí na intenzitě primárních tónů. Nehomogenity použité v simulacích na obr. 3.6 (označeny jako nehomogenity "1") odpovídající modrému průběhu na obr. 2.2, na hladinách  $L_1 = 47$  dB SPL a  $L_2 = 20$  dB SPL tvořily konstruktivní interferenci. Vidíme, že v prvních dvou průbězích (pro  $L_2 = 30$  dB SPL a  $L_2 = 40$  dB SPL) je tento konstruktivní charakter zachován. Pro vyšší  $L_2$ , tedy  $L_2 = 50$  dB SPL a  $L_2 = 60$  dB SPL však komponenty začnou interferovat destruktivně. V průběhu pro  $L_2 = 70$  dB SPL vidíme opět konstruktivní interferenci.

Přesně opačná tendence se ukazuje ve výsledcích simulací zobrazených v obr. 3.8 (označeny jako nehomogenity "2"), kde bylo použito nehomogenit odpovídající červenému průběhu na obr. 2.2, které na hladinách  $L_1 = 47$  dB SPL a  $L_2 = 20$  dB SPL tvořily destruktivní interferenci. Nejprve komponenty interferují konstruktivně, následně destruktivně, poté opět konstruktivně. Vyjma průběhů pro  $L_2 = 30$  dB SPL a  $L_2 = 40$  dB SPL není zcela jasné, kdy začíná působit reflexní komponenta, která je způsobena nehomogenitami. Problémem u výsledků měření pro dlouhé tóny  $f_2$  je však to, že lze hůře určit amplitudu jednotlivých komponent. Proto se používají krátké tóny  $f_2$ , které jsou analyzovány níže.

### ■ 3.2.2 Pro krátké tóny $f_2$

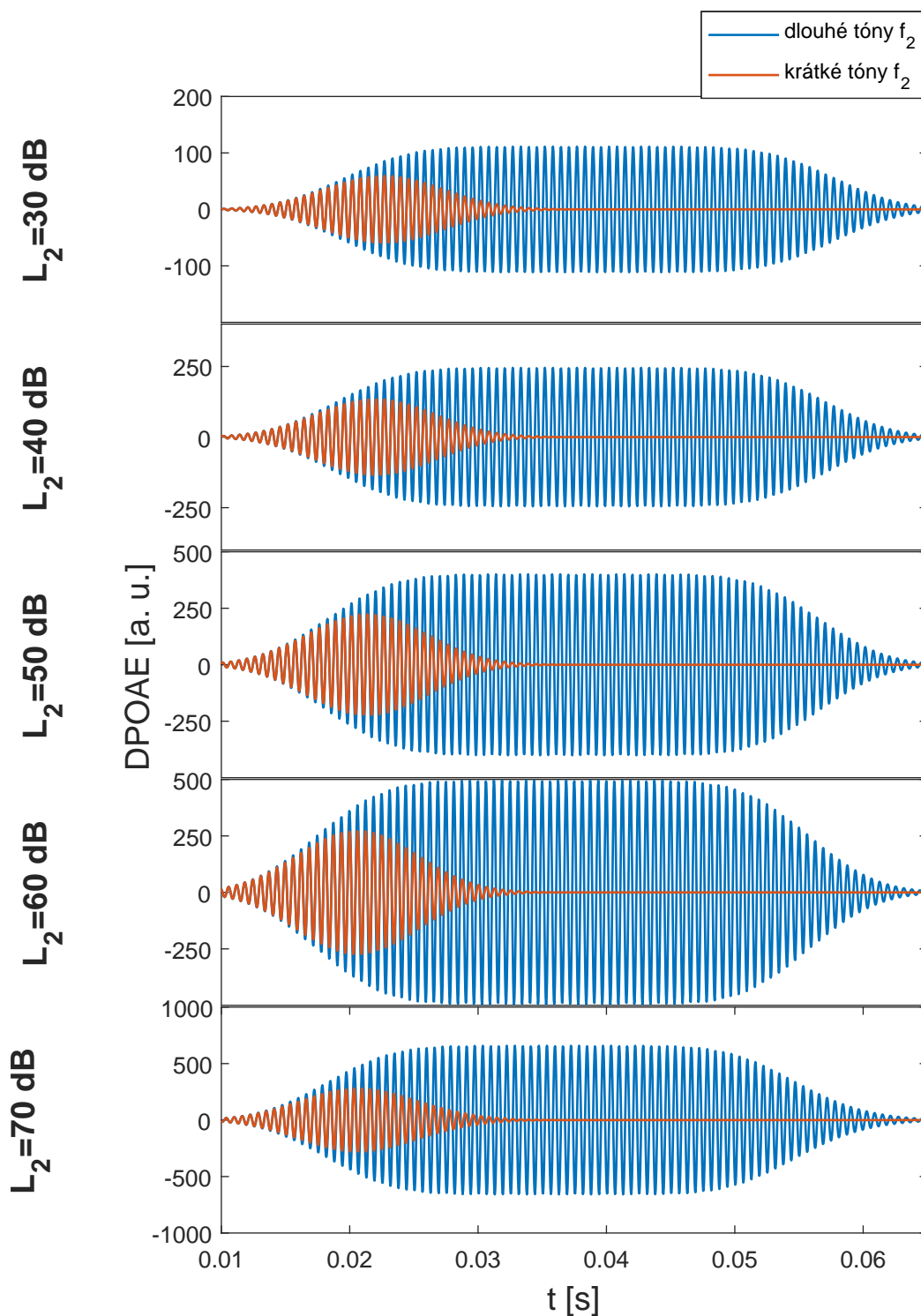
V grafech 3.9, 3.7 vidíme srovnání pro tóny krátké, opět pro dvě různá rozdělení nehomogenit podél BM. Opět lze pozorovat měnící se charakter interference. U DPOAE generovaným nižšími vstupními levely  $L_2 = 30$  dB SPL a  $L_2 = 40$  dB SPL lze spatřovat vysokou amplitudu reflexní komponenty, která je dokonce vyšší než amplituda distorzní komponenty. Pro potřeby oddělení těchto dvou komponent v čase se jeví jako perspektivnější použití kratšího tónu  $f_2$ . Aby bylo možné komponenty DPOAE v čase spolehlivěji separovat, mohlo by být vhodnější použití ještě kratšího tónu  $f_2$ . Na úkor toho ovšem může nastat problém s malým odstupem signálu od šumu.

### 3.3 Zesílení modelu a jeho vliv na reflexní a distorzní složku

Použití modelu vnitřního ucha, umožňuje provádět simulace bez nehomogenit. V takovém případě, dochází pouze ke generaci nelineární distorzní komponenty. Při zahrnutých nehomogenitách se generují obě komponenty. Prostým rozdílem těchto měřených DPOAE tak lze získat reflexní komponentu  $\text{DPOAE}_{\text{reflexní+distorzní}} - \text{DPOAE}_{\text{distorzní}} = \text{DPOAE}_{\text{reflexní}}$ . V grafu na obr. 3.10 jsou pak zobrazeny jednotlivé komponenty v čase. Chování vypočtené reflexní komponenty DPOAE v závislosti na stimulačních hladinách akustického tlaku  $L_1, L_2$ , lze pozorovat ve vstupně/výstupní funkci na obr. 3.11, 3.12. Amplituda obou komponent DPOAE je zde brána jako maximum jejich průběhů (pro komponentu reflexní 3.10). U vyššího zesílení modelu je pro nižší levely viditelná již výše zmíněná vysoká amplituda reflexní komponenty. U nižších zesílení modelu je pak reflexní komponenta již vždy slabší než složka distorzní. Zajímavé také je, že pro různé rozložení nehomogenit (obr. 3.11, 3.12) se amplituda reflexní komponenty výrazně nemění.

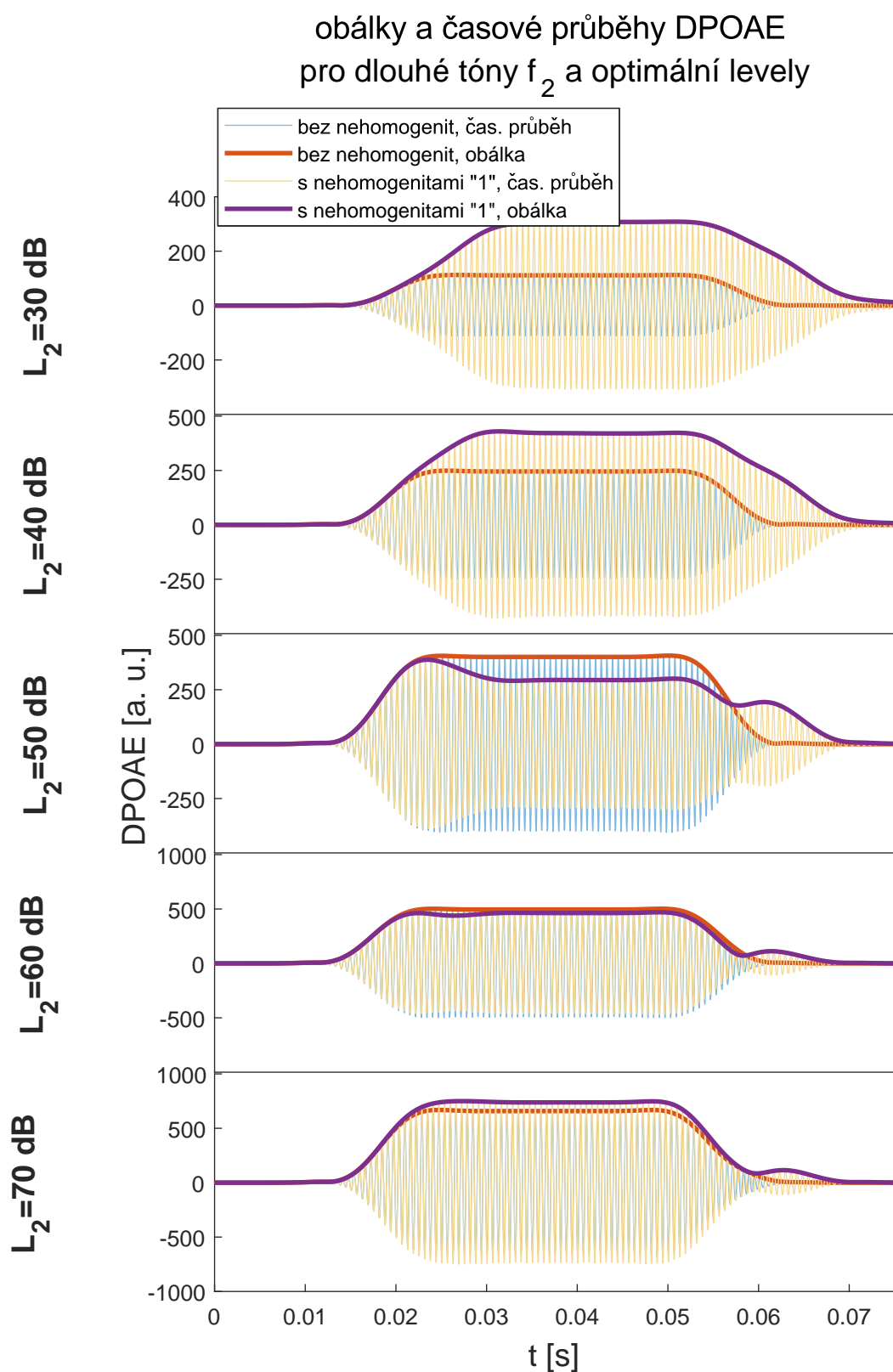
Na obr. 3.13, 3.14 vidíme výstupní amplitudu DPOAE v závislosti na změně zesílení  $A(x, t, r)$  modelu.

### časové průběhy DPOAE pro dlouhé a krátké signály



**Obrázek 3.5:** DPOAE na onsetu tónu  $f_2$ , pro dlouhé i krátké tóny  $f_2$  bez nehomogenit

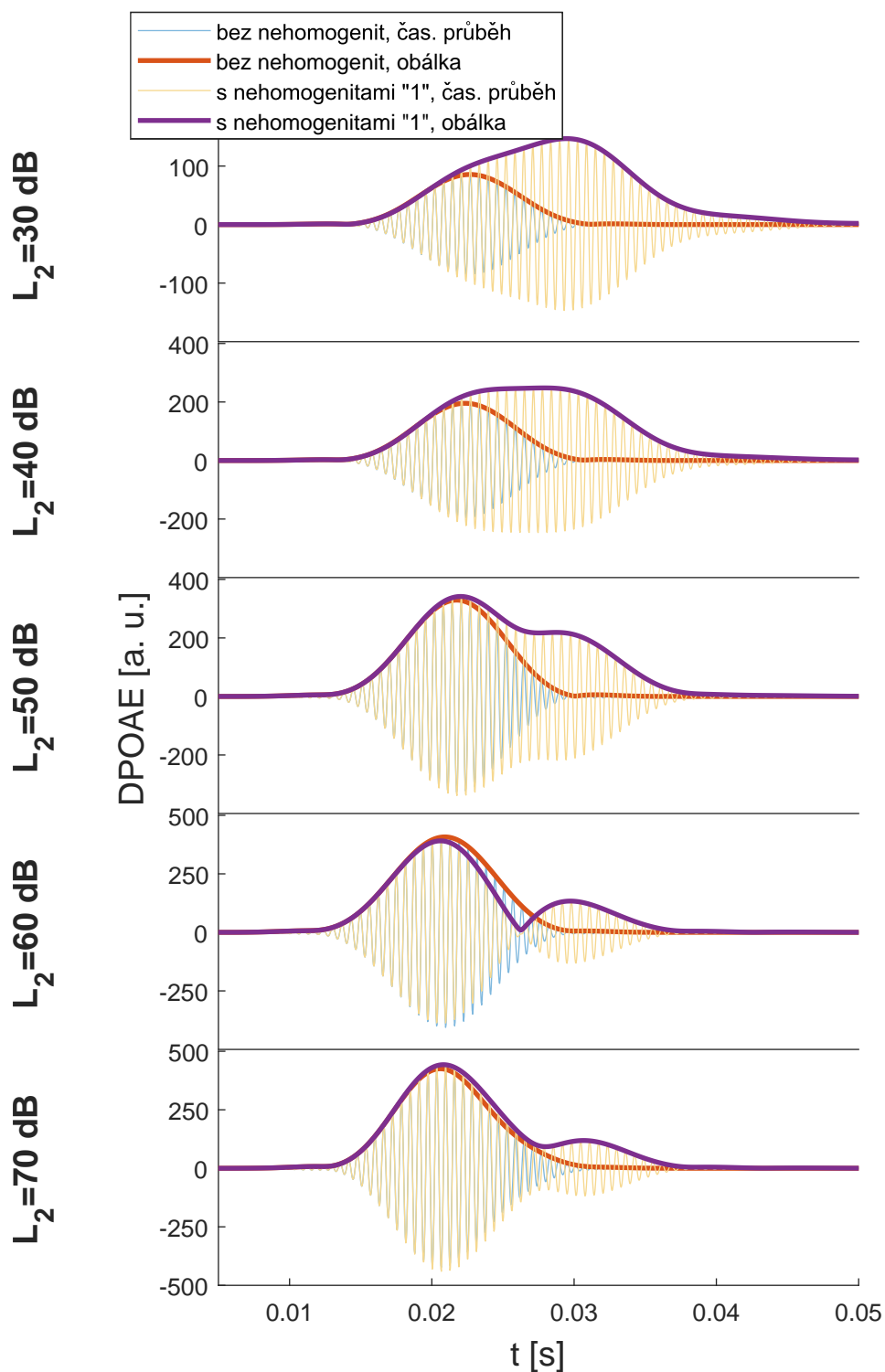




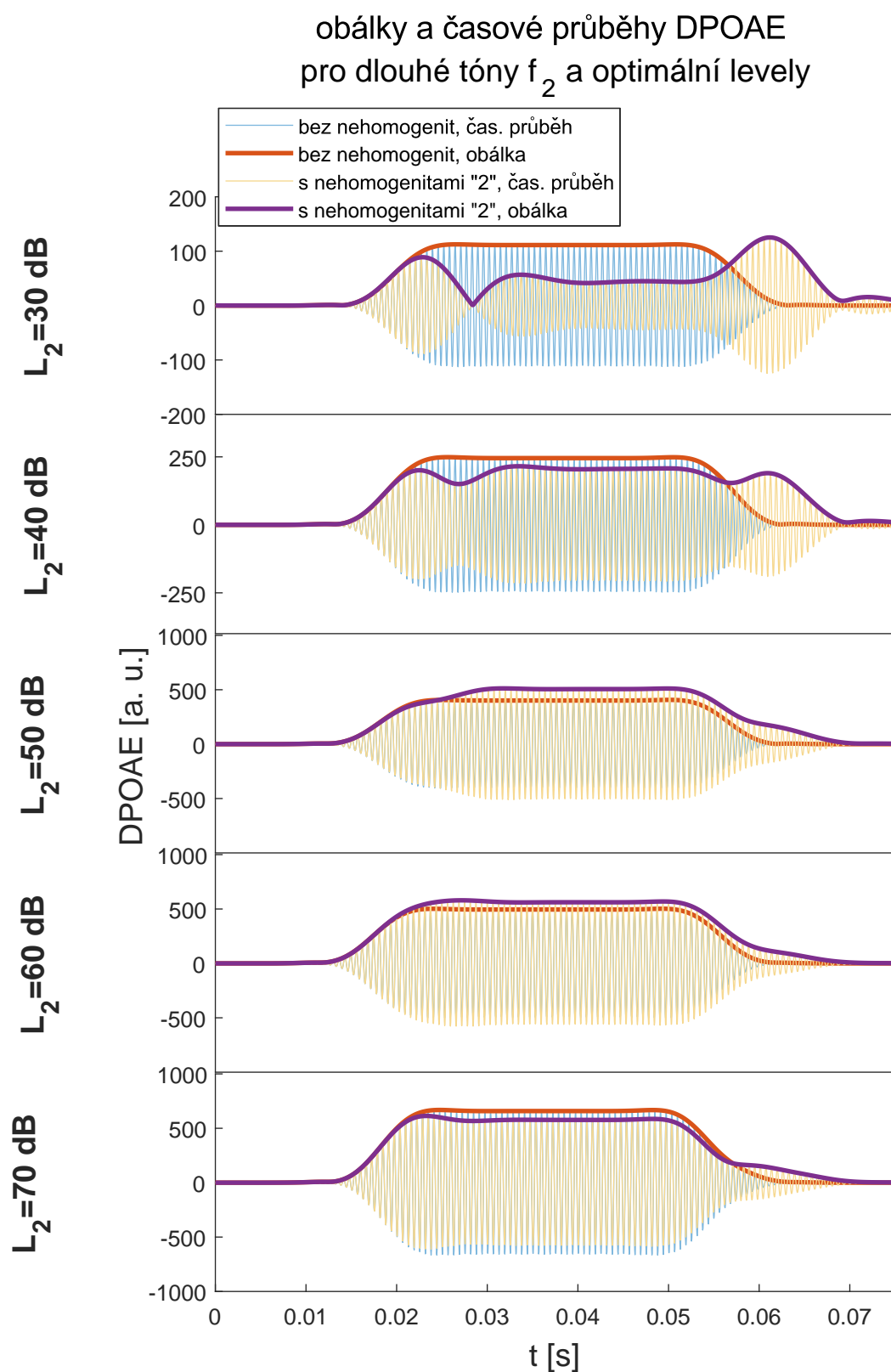
**Obrázek 3.6:** DPOAE na onsetu tónu  $f_2$ , pro dlouhé tóny  $f_2$ , nehomogenity "1"



### obálky a časové průběhy DPOAE pro krátké tóny $f_2$ a optimální levely

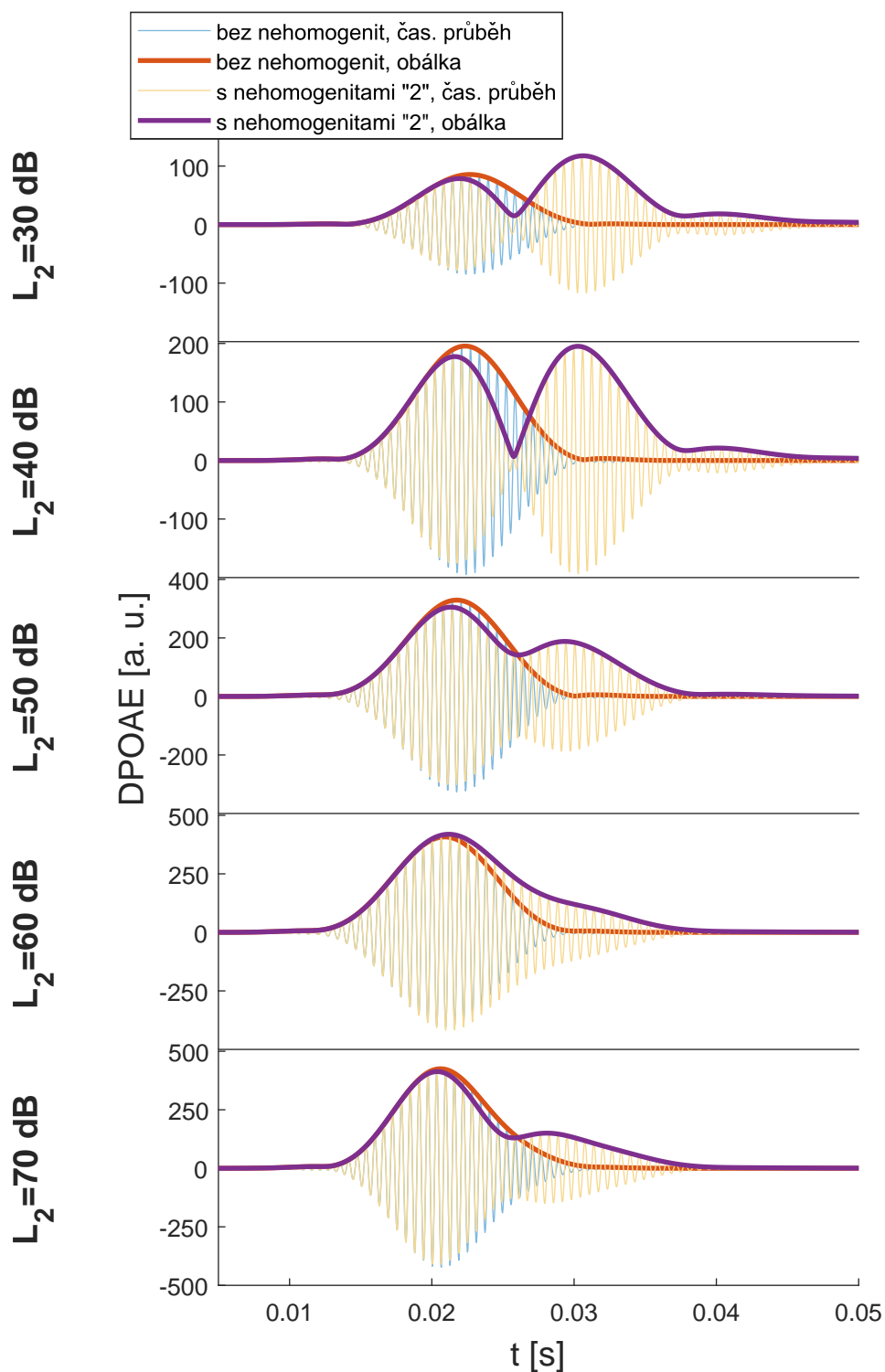


Obrázek 3.7: DPOAE na onsetu tónu  $f_2$ , pro krátké tóny  $f_2$ , nehomogenity "1"



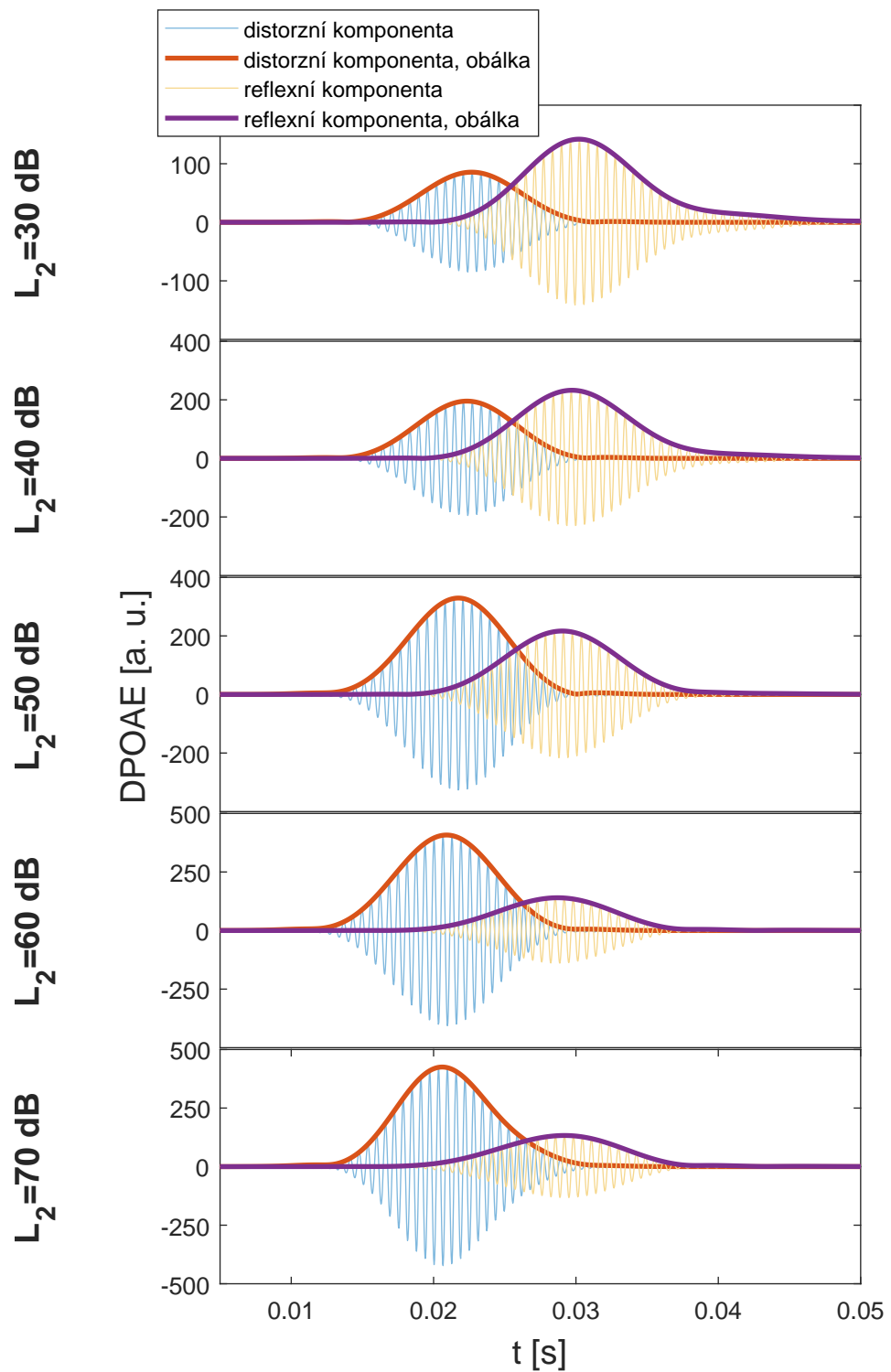
Obrázek 3.8: DPOAE na onsetu tónu  $f_2$ , pro dlouhé tóny  $f_2$ , nehomogenity "2"

### obálky a časové průběhy DPOAE pro krátké tóny $f_2$ a optimální levely

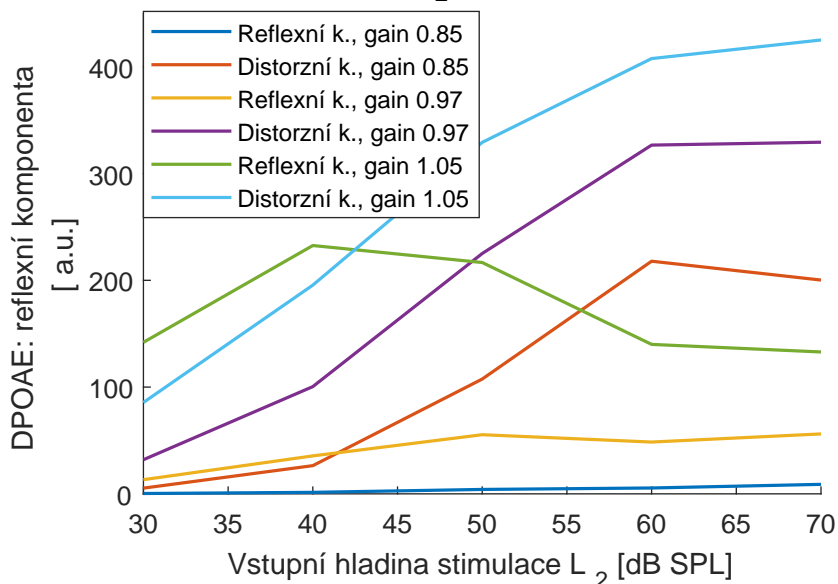


Obrázek 3.9: DPOAE na onsetu tónu  $f_2$ , pro krátké tóny  $f_2$ , nehomogenity "2"

## Reflexní a nelineární distorzní komponenta

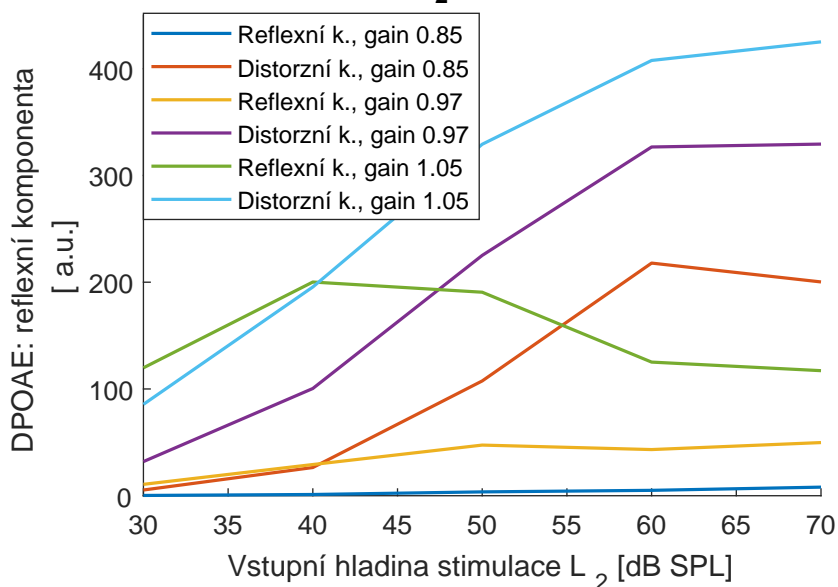
Obrázek 3.10: Reflexní složka DPOAE, pro krátké tóny  $f_2$ , nehomogenity "1"

**Závislost amplitudy reflexní a distorzní komponenty na vstupní stimulaci  $L_2$  a použitím zesílení modelu**

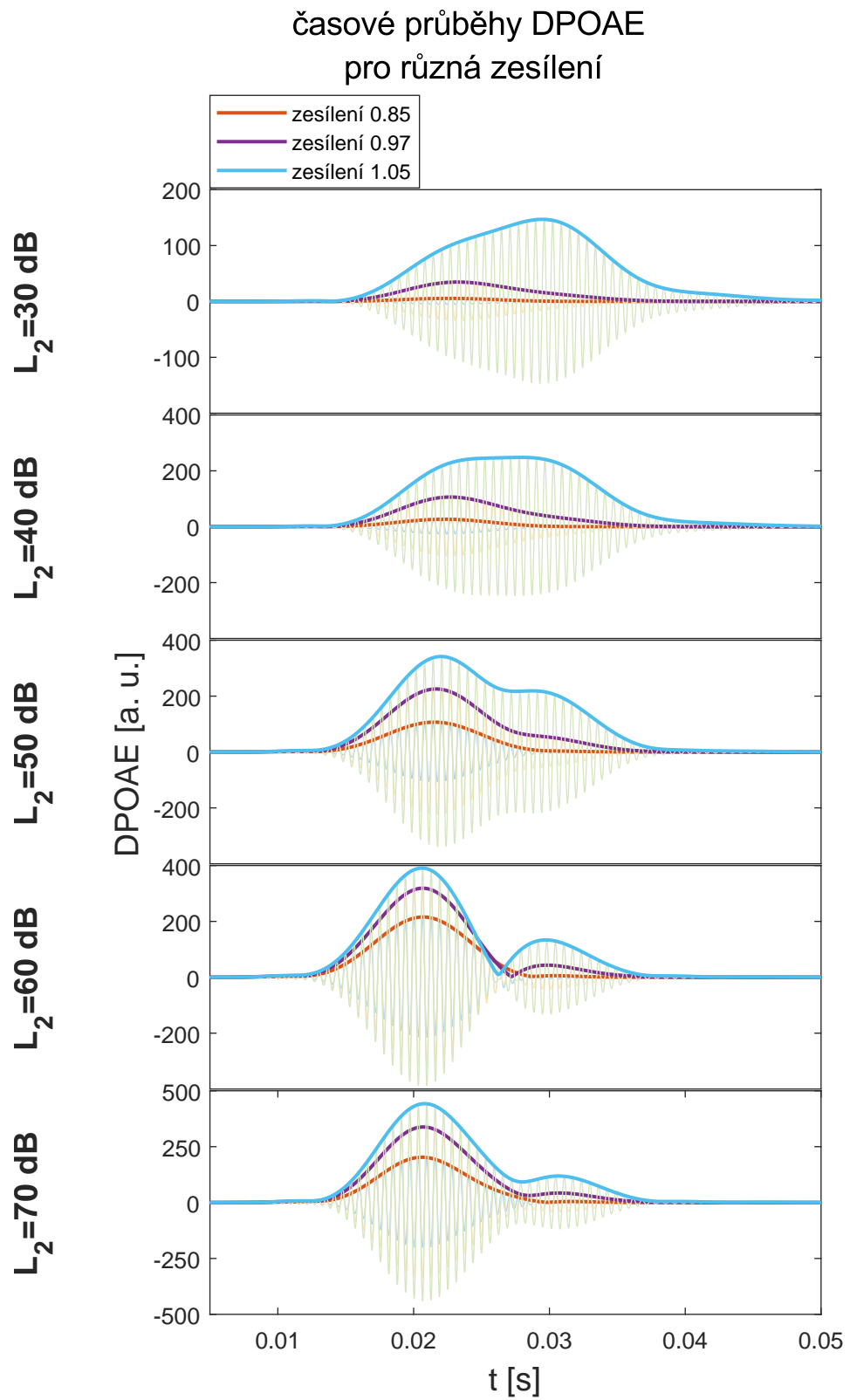


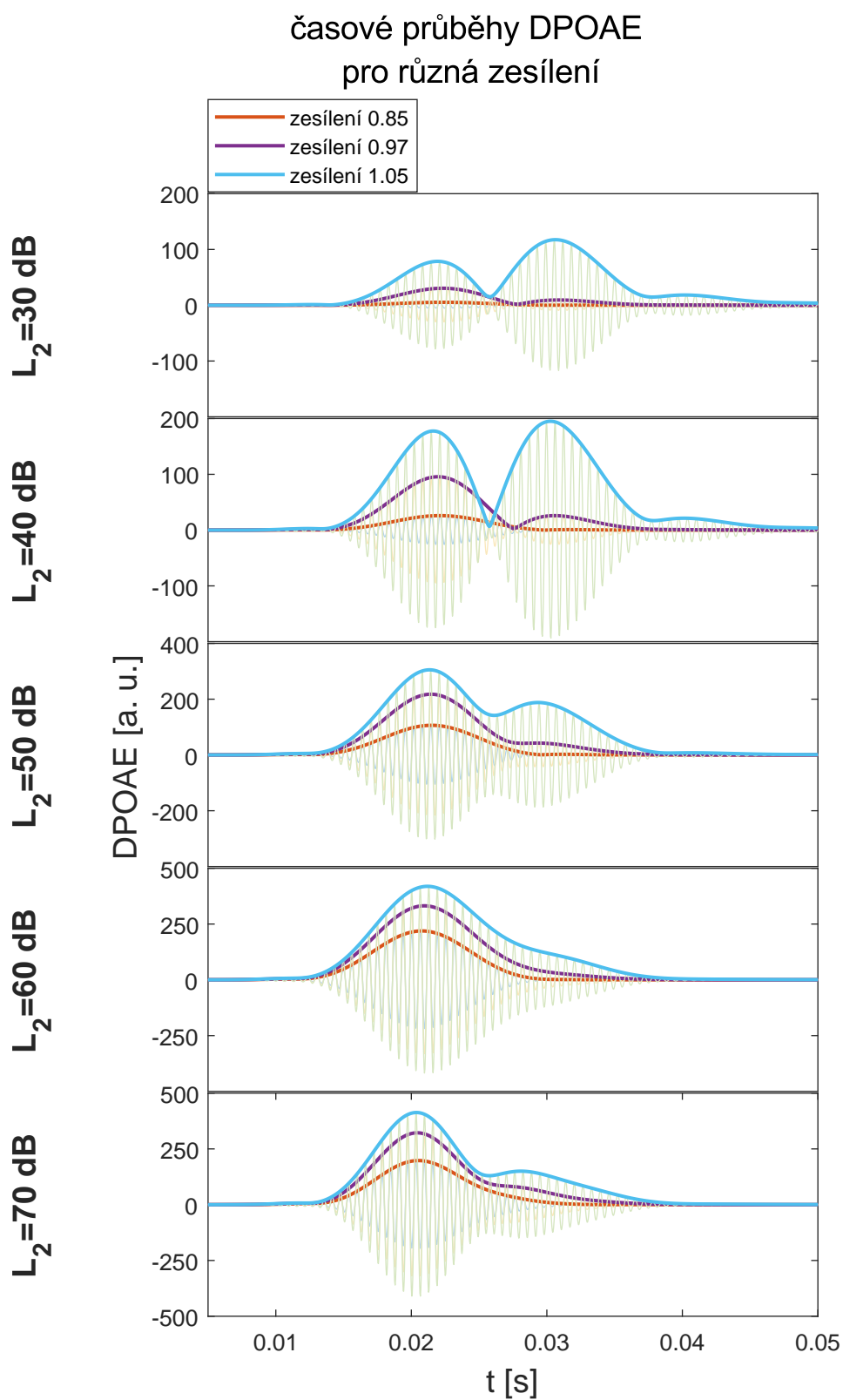
**Obrázek 3.11:** Složky DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "1"

**Závislost amplitudy reflexní a distorzní komponenty na vstupní stimulaci  $L_2$  a použitím zesílení modelu**



**Obrázek 3.12:** Složky DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "2"

**Obrázek 3.13:** DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "1"



Obrázek 3.14: DPOAE pro různá zesílení, nehomogenity "2"





## Kapitola 4

### Závěr

V této bakalářské práci byla pomocí modelu kochley zkoumána závislost amplitudy DPOAE na hladinách akustického tlaku  $L_1$  a  $L_2$  primárních komponent. Ukázalo se, že variabilní parametry jimiž byla délka onsetu a místo na onsetu, z kterého bylo DPOAE zaznamenáváno, téměř nemají vliv na tvar  $L_1$ ,  $L_2$  map (vyjma mezního případu 20 % prahu a dlouhého onsetu 10 ms) a zejména pak také existenci *notchů*. Dále se také ukázala velká shoda závislostí pro krátké tóny  $f_2$ , které se používají při metodě *onset decomposition* umožňující oddělit distorzní a reflexní komponentu DPOAE a tím zlepšit přesnost měření a diagnostické možnosti.

Při zkoumání v časové doméně byl patrný rozdílný reakční čas vybuzení nelineární distorzní komponenty a reflexní komponenty. Ukázalo se, že by mohlo být vhodnější zvolit kratší puls  $f_2$  (optimálně ještě kratší než délka použitá na základě [5]) neboť lze pak jednotlivé komponenty v čase lépe oddělit. U reálných měření by však bylo nezbytné zvolit takovou délku trvání pulsu  $f_2$  aby nebyla vybuzená amplituda DPOAE příliš nízká a nezpůsobovala tak příliš malý odstup signálu od šumu (SNR).

Z nasimulovaných dat byla extrahována reflexní komponenta. Při nižších hladinách vstupních stimulací dominovala reflexní složka, při hladinách vyšších pak převládala distorzní komponenta. Se ztrátou zesílení kochleárního zesilovače dochází k rychlejšímu potlačení reflexní komponenty než komponenty distorzní, což je v souladu s experimentálními daty (např. [20]). Studium tohoto jevu by mohlo být dále použito pro zlepšení diagnostických metod.





## Příloha A

### Literatura

- [1] Bolajoko O. Olusanya, Katrin J. Neumann, and James E. Saunders. The global burden of disabling hearing impairment: a call to action. *Bulletin of the World Health Organization*, 92:67–73, 2014.
- [2] Hearing Loss Association of America. The HLAA facts & statistics brochure [online], 2016.
- [3] James O. Pickles. *An Introduction to the Physiology of Hearing, Third Edition*. Academic Press, 2008.
- [4] Manfred Mauermann, Stefan Uppenkamp, Peter W. J. van Hengel, and Birger Kollmeier. Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emission (dpoae) fine structure in humans. i. fine structure and higher-order dpoae as a function of the frequency ratio  $f_2/f_1$ . *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(6):3473–3483, 1999.
- [5] Dennis Zelle, John P. Thiericke, Ernst Dalhoff, and Anthony W. Gummer. Level dependence of the nonlinear-distortion component of distortion-product otoacoustic emissions in humans. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 138(6):3475–3490, 2015.
- [6] Christopher A. Shera and G. Zweig. Reflection of retrograde waves within the cochlea and at the stapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89:1290–1305, 1999.
- [7] Christopher A. Shera and John J. Guinan. Active processes and otoacoustic emissions. In G. A. Manley, R. R. Fay, and A. N. Popper, editors, *Mechanisms of mammalian otoacoustic emission*, pages 305–342. Springer, New Yourk, 2008.



