

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
DEPARTMENT OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS
AND BIOMECHANICS

PŘENOS ZVUKOVÝCH SIGNÁLŮ DO VNITŘNÍHO UCHA
PŘES OKROUHLÉ OKÉNKO
SOUND TRANSMISSION IN THE INNER EAR VIA ROUND WINDOW

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JIŘÍ KUPKA

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

doc. RNDr. KAREL PELLANT, CSc.

BRNO 2010

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Jiří Kupka

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Přenos zvukových signálů do vnitřního ucha přes okrouhlé okénko

v anglickém jazyce:

Sound transmission in the inner ear via round window

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Výpočet přenosové funkce zvukových signálů funkce do vnitřního ucha pro případ přerušení řetězce osikulárních kůstek. Výpočtové modelování v rámci systému Ansys

Cíle diplomové práce:

Ověřit možnost buzení bazilární membrány vnitřního ucha přímými tlakovými vlnami šířícími se přes bubínek a středoušní dutinu

Seznam odborné literatury:

D. Dušek (2006): Modelování mechaniky lidského sluchu pomocí MKP. Pojednání ke státní doktorské zkoušce, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně
http://www.neurophys.wisc.edu/h&b/textbook/sound_transmission.html,
<http://www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp/>

Vedoucí diplomové práce: doc. RNDr. Karel Pellant, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Ověření funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru při buzení tlakovou vlnou. Výpočet přenosové funkce zvukových signálů do vnitřního ucha pro případ přerušení řetězce osikulárních kůstek. Výpočtové modelování v rámci systému ANSYS.

KLÍČOVÁ SLOVA

Bazilární membrána, MKP, sluch, vibrace, zvukové vlny.

ABSTRACT

Verification of basilar membrane function as frequency analyser in the case of pressure wave excitation. Calculate the transfer function of sound signals to the inner ear in case of interruption of the chain of ear bone. Computational modeling of the system ANSYS.

KEYWORDS

Basilar membrane, FEM, hearing, vibrations, sound wave.

KUPKA, Jiří *Přenos zvukových signálů do vnitřního ucha přes okrouhlé okénko*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, 2010. 86 s. Vedoucí práce byl doc. RNDr. Karel Pellant, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Přenos zvukových signálů do vnitřního ucha přes okrouhlé okénko“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. RNDr. Karlu Pellantovi, CSc. Děkuji Ing. Danielu Duškovi, Ph.D. za poskytnutí MKP modelu ucha.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	19
1 Problémová situace	21
1.1 Analýza problému	21
1.2 Vymezení problému a cílů řešení	21
2 Anatomický úvod	23
2.1 Zevní ucho	23
2.2 Střední ucho	24
2.3 Vnitřní ucho	25
3 Teoretický úvod	27
3.1 Funkce zevního ucha	27
3.2 Funkce středního ucha	27
3.3 Sluchový práh a vnímání zvuku	29
4 Vliv krytí oválného a kulatého okénka	31
5 Vytvoření modelu problému	35
5.1 Systém podstatných veličin	35
5.2 Typ problému	35
5.3 Výběr metody řešení	35
6 Dílčí výpočtové modely	37
6.1 Vytvoření modelu topologie objektu	37
6.2 Vytvoření modelu dekompozice objektu	37
6.3 Vytvoření modelu geometrie	37
6.4 Vytvoření modelu okolí objektu	38
6.5 Vytvoření modelu aktivace ucha z okolí	39
6.6 Vytvoření modelu ovlivnění ucha okolím	39
6.7 Vytvoření modelu okrajových a počátečních podmínek	39
6.7.1 Model okrajových podmínek zevního ucha	39
6.7.2 Model okrajových podmínek středního ucha	40
6.7.3 Model okrajových podmínek vnitřního ucha	40
6.7.4 Model speciálních okrajových podmínek	40
6.7.5 Model okrajových podmínek pro případ krytí	40
6.8 Vytvoření modelu materiálu	41
6.9 Vytvoření modelu procesů	41

6.10	Vytvoření modelu mezních stavů	41
7	Řešení modelu problému - harmonická analýza	43
7.1	Harmonická analýza	43
7.2	Volba sítě	43
7.2.1	Volba typu prvku	44
7.2.2	Tvorba sítě	44
7.3	Nastavení řešiče	45
8	Analýza výsledků výpočtového modelování	47
8.1	Přenos zvukových signálů do lidského ucha	47
8.2	Ověření funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru . .	49
8.3	Analýza lidského ucha za účelem zjištění přenosových vlastností . . .	50
8.3.1	Změna přenosové funkce pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek	50
8.3.2	Změna přenosové funkce pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek s ponechanou ploténkou třmínku	52
8.3.3	Vliv krytí okének na buzení bazilární membrány	54
8.3.4	Změna přenosové funkce pro případ zamezení pohybu okének .	62
8.4	Porovnání budící síly působící na bazilární membránu pro jednotlivé modely ucha	65
9	Závěr	69
	Literatura	71
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	75
	Seznam příloh	77
A	Základní mechanické vlastnosti modelu	79
B	Program	83
B.1	Zjištění spojitého fázového spektra a spojitého fázogramu	83
C	Vlastní frekvence ucha	85

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Anatomie lidského ucha. Převzato z [24].	23
2.2	Hrubý tvar zevního ucha. Bubínek odděluje zevní zvukovod od středoušního prostoru. Převzato z [21].	24
2.3	Vzájemné postavení řetězce středoušních kůstek. Na levém obrázku popis a rozmístění svalů a ligamentů, na pravém obrázku anatomický popis kůstek. Převzato z [21].	24
2.4	Tvar kochley. Převzato z [21].	25
3.1	Pístový a pákový mechanismus středního ucha. Převzato z [25]. . . .	28
3.2	Sluchový práh ve volném poli (sluchové pole), práh pro bolestivý vjem způsobený intenzivním zvukem a řečová oblast. Intenzita zvuku je udávána v dB. Převzato z [28].	29
3.3	Porovnání sluchového prahu člověka a některých laboratorních zvířat.	30
3.4	Křivky stejné hlasitosti pro binaurální poslech; nejspodnější čárkovaná křivka označuje sluchový práh. Uprostřed při 1 kHz je udána stupnice ve fónách. Převzato z [27].	30
4.1	Tlak působící na bazilární membránu.	31
5.1	Podmnožina veličin systému veličin $\Sigma(\Omega)$	35
6.1	Model geometrie ucha. Celkový pohled.	37
6.2	Detailní pohled na geometrii středoušních kůstek. Vazy a svaly jsou zde zobrazeny jako hranoly.	38
6.3	Provedení krytí oválného a kulatého okénka.	39
6.4	Vliv materiálových charakteristik na průběh frekvenční závislosti tlaku za oválným okénkem p_{OW} . Výpočet proveden pro kompletní model ucha. a - změna modulu pružnosti u vazů a svalů; b - modul pružnosti Reissnerovy membrány nastaven na 60 MPa; c - parametry bazilární membrány dle [18]; d - změna hustoty středoušních kůstek dle [6], [8]. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	42
7.1	Vliv velikosti konečnoprvkového elementu na průběh frekvenční závislosti tlaku za oválným okénkem p_{OW} . Výpočet proveden pro kompletní model ucha. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	45
8.1	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Výpočet proveden pro normální model ucha. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	47
8.2	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} pro normální model ucha. Porovnání s různými autory. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	48

8.3	Maximální kmity postupné vlny na bazilární membráně pro různé budící frekvence.	49
8.4	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	51
8.5	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami.	52
8.6	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Ploténka třmínku zachována. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	53
8.7	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Ploténka třmínku je zachována.	54
8.8	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky bubínku). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	55
8.9	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky bubínku).	56
8.10	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky chrupavky). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	57
8.11	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky chrupavky).	58
8.12	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky bubínku). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	59

8.13	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky bubínku).	60
8.14	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky chrupavky). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	61
8.15	Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky chrupavky).	62
8.16	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Zamezení posuvu oválného okénka. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	63
8.17	Srovnání frekvenční závislosti pro kompletní model ucha a pro model s odstraněnými středoušními kůstkami, bubínkem. Zamezení posuvu oválného okénka.	64
8.18	Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Zamezení posuvu kulatého okénka. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.	65
8.19	Srovnání frekvenční závislosti pro kompletní model ucha a pro model s odstraněnými středoušními kůstkami, bubínkem. Zamezení posuvu kulatého okénka.	66
8.20	Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.	66
8.21	Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.	67
8.22	Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.	68

SEZNAM TABULEK

A.1	Mechanické vlastnosti středního ucha použité v MKP modelu.	79
A.2	Mechanické vlastnosti vnitřního ucha použité v MKP modelu.	80
A.3	Mechanické vlastnosti svalů a ligamentů použité v MKP modelu.	81
A.4	Hustota svalů a ligamentů použité v MKP modelu.	81
A.5	Parametry tlumení použité v MKP modelu.	81
C.1	Vlastní frekvence zevního ucha.	85
C.2	Vlastní frekvence středoušního prostoru.	85
C.3	Vlastní frekvence zevního zvukovodu a středoušního prostoru.	85
C.4	Vlastní frekvence strukturální části středního ucha.	86

ÚVOD

Sluch je jeden z nejdůležitějších smyslů člověka a jeho porucha je jednou z nejdůležitějších a nejčastějších zdravotních postižení. Správné pochopení funkcí a reakcí jednotlivých částí ucha může nejen pomoci při zpřesnění diagnózy sluchového orgánu, ale také přispět ke konstrukci a zdokonalování sluchových náhrad. Práce spadá do oblasti kochleární mechaniky, která se snaží vysvětlit mechanické procesy ve vnitřním uchu při podráždění zvukem. V posledních letech byly publikovány práce, které přinášejí nové poznatky a pohledy na tento problém, avšak samotný mechanismus vnitřního ucha nebyl ještě zcela objasněn.

Lidské ucho se skládá z vnějšího, středního a vnitřního ucha. Samotný smyslový orgán sluchu je umístěn v hlemýžďovitém otvoru spánkové kosti zvané kochlea (kostěný hlemýžď). Díky chytrému propojení mechaniky a hydromechaniky zde dochází k ojedinělému způsobu analýzy akustického signálu. Kochlea se skládá z řady zakřivených, kapalinou vyplněných kanálků oddělených od sebe viskoelastickým, příčně předepjatým proužkem, který se nazývá bazilární membrána. Spolu s bazilární membránou jsou důležitou částí kochley vláskové buňky (sluchové receptory), v nichž dochází k přeměně mechanické energie akustických vln v nervovou činnost sluchového orgánu podněcující mozkovou činnost. Vláškové buňky jsou považovány za aktivní členy. Mohou měnit svůj tvar, tedy přenášet energii, a tím přispívat k vibracím bazilární membrány, což má podstatný vliv na amplitudu bazilární membrány a tím pádem i samotný rozklad akustického signálu v uchu [19].

Moderní koncepce anatomie ucha je výsledkem mnoha let pozorování. V historii výzkumu o sluchovém vjemu udělal značný pokrok Helmholtz.¹ Jeho rezonanční teorie slyšení uvádí, že je-li bazilární membrána v jednom směru, tj. příčném, více napjata než v druhém (podélném), chová se po fyzikální stránce tak, jako by byla složena z izolovaných strun, které probíhají ve směru napínací síly. Různé naladění těchto strun pak vidí v různé šířce bazilární membrány, která je na začátku nejúžší a při vrcholu široká, a v různém napětí, které předpokládá. Chvění bazilární membrány se přenáší na Cortiho orgán a na smyslové buňky, v nichž končí nervová vlákna. Při chvění se tyto buňky dotýkají krycí membrány a vzniká v nich podráždění, které se dále vede sluchovým nervem [17]. Helmholtzova teorie nedokáže vysvětlit veškeré jevy pozorované ve slyšení zvuků, a proto byla upravena s příchodem Békésyho a jeho pozorováními kochleární části. Základní a všeobecně přijímanou teorií je teorie Békésyho² a jeho hypotéza o postupné vlně. Békésy při měření bazilární membrány zjistil, že nemá napětí v příčném směru. Bazilární membrána má

¹Helmholtz, H. von (1821-1894), německý fyziolog, lékař, matematik, fyzik.

²Békésy, G. (1899-1972), maďarský biofyzik, nositel Nobelovy ceny v oblasti fyziologie a medicíny.

různou šířku a tloušťku a její elasticita je malá [17]. Hypotéza předpokládá pohyb třmínku, který vyvolá tlakovou vlnu šířící se ve scala vestibuli od začátku k vrcholu kochley a následně ve scala tympani od vrcholu zpět. Působením těchto dvou vln na bazilární membránu pak vzniká pohyb membrány v místě, které odpovídá kochleární frekvenční závislosti (tonotopie). Toto vysvětlení však předpokládá, že bazilární membrána akustické vlny odráží [11].

Z hlediska mechanických vlastností se modely kochley rozlišují na aktivní a pasivní. Aktivní modely se vyznačují nelineárním chováním a mají za cíl postihnout skutečné chování lidského ucha. Pro výchylky bazilární membrány u nelineárních modelů je známo, že kromě nelineární závislosti odezvy na velikost budící síly má i poměrně úzkou oblast výskytu významných amplitud postupných vln na bazilární membráně. Naproti tomu model pasivní je lineární, výskyt vyšších amplitud bazilární membrány je podstatně širší, hodnota výchylek je přitom podstatně menší než u modelů aktivního typu [5].

Práce si klade za cíl zjištění vlivu oválného a okrouhlého okénka (častěji se objevuje v literatuře výraz kulaté okénko, se kterým se bude dále v textu pracovat, aby nedošlo k omylům) na šíření akustické vlny bazilární membránou v kochlee. Problematice vlivu oválného okénka pro přenos zvukových signálů do vnitřního ucha se v dnešní době zabývají především Dallos³, Rosowski⁴, Voss⁵. Model ucha je z hlediska mechanických vlastností modelován jako lineární systém. Na modelu bude provedena harmonická analýza, následně budou zjištěny tlaky uvnitř kochley před oválným a kulatým okénkem. Tento krok se bude opakovat i pro případy odstranění středoušních kůstek a bubínku a následného překrytí oválného nebo kulatého okénka. Výsledky budou porovnány s dostupnou literaturou.

³Dallos, P., profesor na Northwestern University.

⁴Rosowski, J. J., profesor na Harvard Medical School.

⁵Voss, E. S., profesorka na Smith College.

1 PROBLÉMOVÁ SITUACE

1.1 Analýza problému

Určování problému vychází z těchto skutečností

- (a) okolí ucha je známo.
- (b) geometrie a topologie ucha je známá.
- (c) vazby ucha s okolím jsou známé.
- (d) zatížení ucha je známo.
- (e) vlastnosti objektu a mechanické vlastnosti ucha jsou známé.

1.2 Vymezení problému a cílů řešení

Přes oválné a kulaté okénko reaguje vnější akustický tlak s kochleární kapalinou. Převládá všeobecný názor, že kochlea reaguje na rozdíl tlaků mezi oválným a kulatým okénkem podle jisté rovnice, která je základem kochleární mechaniky. Obecné modely mají tyto předpoklady:

- (a) kochleární kapalina je nestlačitelná.
- (b) kochleární kapalina je neviskózní.
- (c) rychlost pohybu okének je stejný, posuv okének je v protifázi.

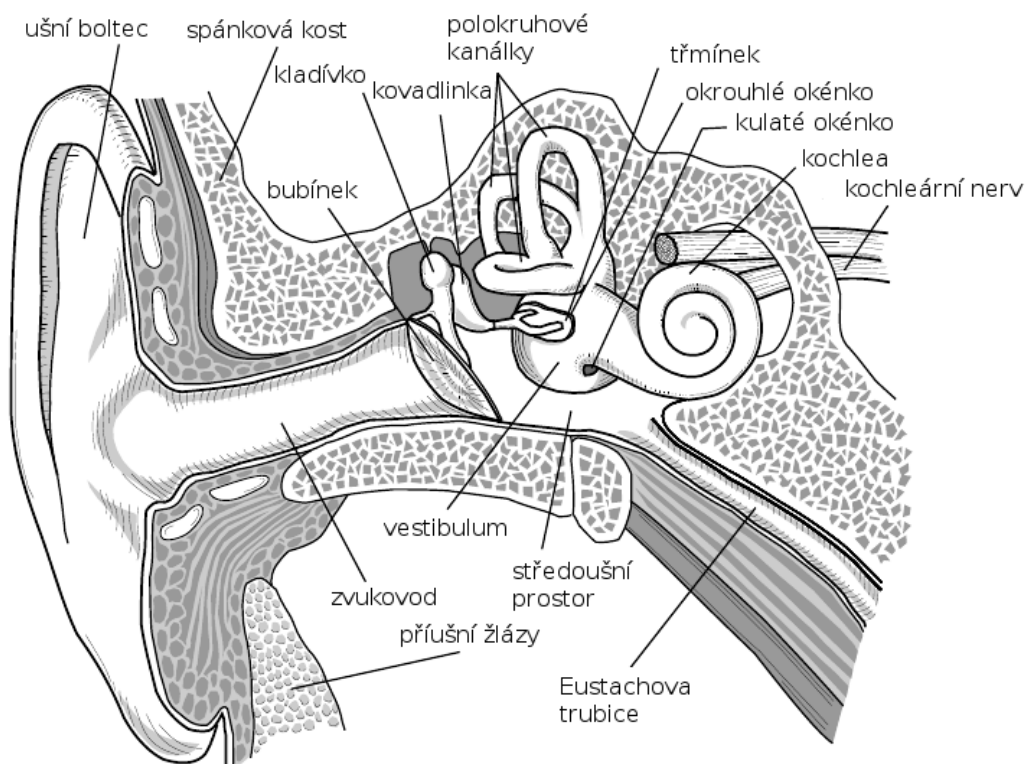
V takovém to případě je reakce bazilární membrány úměrná rozdílu tlaku mezi oválným a kulatým okénkem.

Cílem práce je ověřit funkci bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru při buzení tlakovou vlnou. Výpočet přenosové funkce zvukových signálů do vnitřního ucha pro případ přerušení osikulárních kůstek. Zjistit vliv oválného a kulatého okénka na buzení bazilární membrány vnitřního ucha přímými tlakovými vlnami šířícími se skrze zevní zvukovod a středoušní dutinu.

2 ANATOMICKÝ ÚVOD

Zvukové podněty člověk přijímá sluchovým ústrojím (obr. 2.1), které se člení na tři části. Zevní a střední ucho slouží pro zachycení a vedení zvukových vln, jejich zpracování do podoby sluchového podnětu se děje teprve v uchu vnitřním.

Zevní ucho se skládá z boltce a zvukovodu a vede zvuky k vlastnímu sluchovému orgánu. Střední ucho začíná bubínkem a končí oběma okénky kochley a slouží k převodu vibrací ze vzduchu do kapaliny kochley. Zevní ucho se středním tvoří tzv. převodní aparát sluchového orgánu. Ve vnitřním uchu se uskutečňuje jednak mechanická analýza podle výšky tónu a jednak transformace na nervové vzruchy [17].



Obr. 2.1: Anatomie lidského ucha. Převzato z [24].

2.1 Zevní ucho

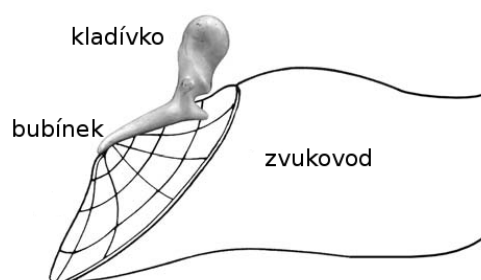
Zevní ucho se skládá z ušního boltce, zevního zvukovodu a bubínku, který je současně přepážkou mezi zevním a středním uchem, obr. 2.2. Zevní zvukovod je trubice široká 6–10 mm a dlouhá cca 30 mm. Bubínek je tenká kruhovitá ploténka, oddělující zevní

zvukovod od středoušního prostoru. Většina plochy bubínku je napjatá a nálevkovitě vtažena mediálním směrem, horní část bubínku je více povolena. Vtažení bubínku je podmíněno tím, že k jeho vnitřní straně pevně přirůstá rukojeť kladívka [25].

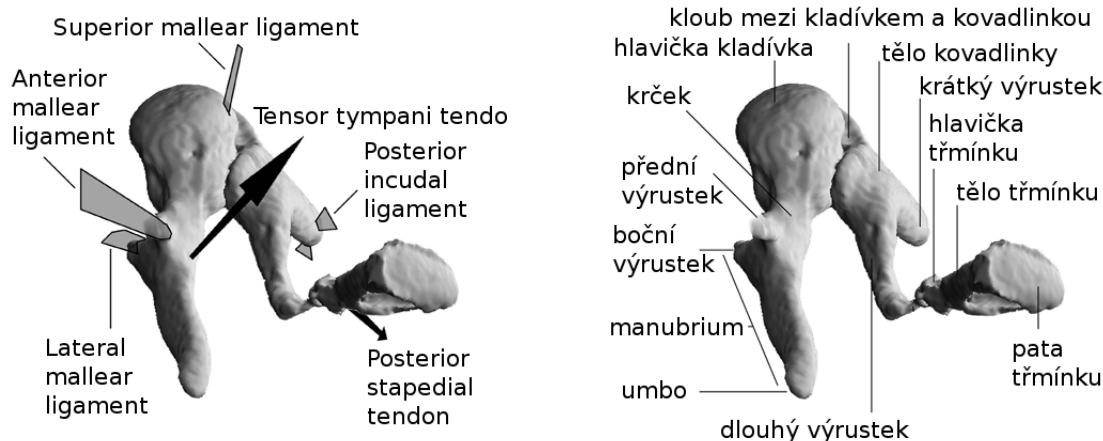
2.2 Střední ucho

Střední ucho je tvořeno středoušním prostorem, který obsahuje ušní kůstky. Na frontálním řezu má středoušní prostor tvar bikonkávní čočky - zevní konkavita je způsobena vtažením bubínku, vnitřní vkleslinu podmiňuje promontorium, podložené největším závitem kochley [25].

Sluchové kůstky (obr. 2.3) jsou seřazeny tak, že kladívko (maleus) přirůstá svou rukojetí k bubínku, hlavička je kloubně spojena s kovádkou (incus). Ta je uložena pod stropem středoušní dutiny a drobným kloubem je spojena s třmánkem (stapes), jehož báze je vsazena do oválného okénka pyramidy. Kůstky jsou tak seřazeny do oblouku, vyklenutého vzhůru, jehož napětí je regulováno dvěma drobnými středoušními svaly (m. tensor membranae tympani a m. stapedius) [25].



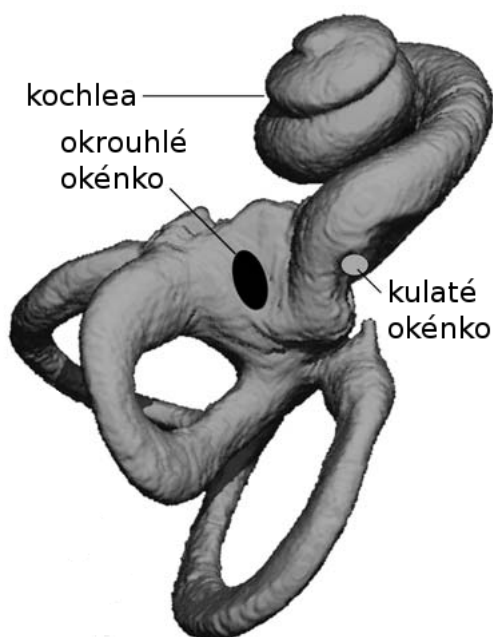
Obr. 2.2: Hrubý tvar zevního ucha. Bubínek odděluje zevní zvukovod od středoušního prostoru. Převzato z [21].



Obr. 2.3: Vzájemné postavení řetězce středoušních kůstek. Na levém obrázku popis a rozmístění svalů a ligamentů, na pravém obrázku anatomický popis kůstek. Převzato z [21].

2.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho je uloženo v pyramidě spánkové kosti. Skládá se z kostěného labyrintu (kochlea, vestibulum a tři polokruhovitě kanálky), který obsahuje objemově menší blanitý labyrint, tj. vlastní smyslové ústrojí sluchové a vestibulární. Prostor mezi kostěným a blanitým labyrintem je vyplněn řídkou tekutinou–perilymfou [25].



Obr. 2.4: Tvar kochley. Převzato z [21].

Kochlea (hlemýžď) představuje 2,5 kostěného závitů, natočeného na kostním kuželu (modiolus), jehož báze tvoří část dna vnitřního zvukovodu. Vlastní sluchové smyslové ústrojí představuje tzv. Cortiho orgán, jehož hlavní součástí jsou dvě řady vláskovitých smyslových buněk obklopené dendrity neuronů sluchové části VIII. nervu. Nad Cortiho ústrojím je tenká vestibulární membrána, oddělující blanitou kochleu vyplněnou endolymfou od okolního perilymfatického prostoru. Převod zvukových podnětů je zajištěn tak, že rázy zvukových vln vstupují do zevního zvukovodu a postupně rozechvívají bubínek, řetěz sluchových kůstek, perilymfu, endolymfu a vlásky smyslových buněk. V nich se mechanické podněty mění na biopotenciály, které jsou registrovány dendrity nervových buněk a přeměněny v nervové vzruchy, přenášené cestou sluchové dráhy do CNS (centrální nervová soustava) [25].

3 TEORETICKÝ ÚVOD

3.1 Funkce zevního ucha

Délka zvukovodu je přibližně 25 mm. Zvuk je ve zvukovodu rezonancí zesílen až o 12 dB oproti hodnotě před vstupem do zevního ucha. Zvukovod má funkci zesilovače.

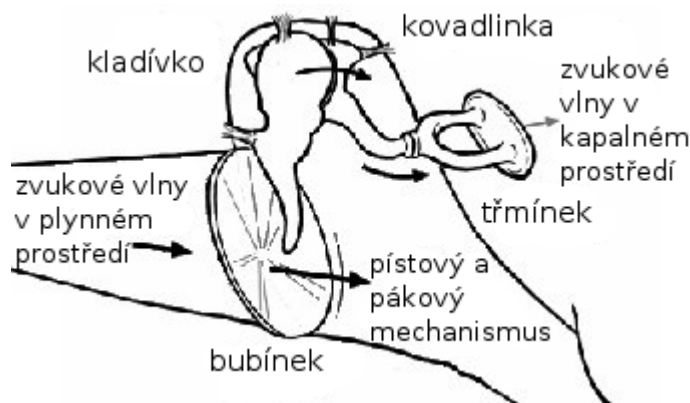
3.2 Funkce středního ucha

Střední ucho je z technického pohledu jednoduchý mechanismus, který se skládá z bubínku - pružné vazivové blány a tři sluchových kůstek - kladívka, kovadlinky a třmínku. Střední ucho zabezpečuje optimální přenos akustických signálů z vnějšího prostředí do tekutiny vnitřního ucha. Zvukové vlny přiváděné zevním zvukovodem rozehvívají bubínek o ploše asi 60 mm², který je pak dále přenáší na středoušní kůstky. Bubínek není pro přenos zvukových vln nezbytný - při jeho porušení však klesá schopnost vnímat nízké tóny. Sluchové kůstky jsou tři. Kladívko, kovadlinka a třmínek. Kladívko je rukojetí vrstlé do bubínku, takže sleduje jeho vibrace. Směrem nahoru od rukojeti se kladívko ztlušťuje v hlavičku, mezi hlavičkou a rukojetí je ztenčený krček. S hlavičkou kladívka je pevně skloubena kovadlinka, jejíž tělo vybíhá ve dva výběžky. Ke krátkému výběžku jsou upevněny závěsné vazy, dlouhý probíhá směrem dolů asi rovnoběžně s rukojetí kladívka a je sklouben s hlavičkou třetí kůstky, třmínkem. Třmínek je zakončen oválnou ploténkou, která má délku asi 3 mm, plochu asi 3,2 mm². Ploténka třmínku je přirostlá na blanku oválného okénka, která je mnohem menší než bubínek a která odděluje střední ucho od vnitřního [25].

Hlavním důvodem existence středního ucha je optimální přenos zvukové energie z vnějšího zvukovodu do tekutiny vnitřního ucha. Specifickým rysem této funkce je to, že zvuk přichází z prostředí plynného, tj. ze vzduchu, do prostředí kapalného, tj. perilymfatické kapaliny. Převod zvukové energie z jednoho prostředí do druhého je spojen se ztrátou energie, která musí být vyrovnána zesilovací činností středoušní převodní soustavy. O tom, jaká část energie bude na rozhraní dvou prostředí pohlcena nebo přenesena, rozhoduje poměr impedancí obou prostředí [20]. Impedance je komplexní odpor, skládá se ze složky reálné, rezistance, a složky imaginární, reaktance. Změna ve složce reálné způsobuje změnu v amplitudě akustického vlnění, změna ve složce imaginární je příčinou fázového posunu zvukové vlny. Účinnost přenosu akustické energie ve středouší lze vypočítat podle vzorce

$$\beta = \frac{4r}{(r+1)^2}, \quad (3.1)$$

kde β je výsledný koeficient přenosu, r je poměr akustické impedance vzduchu a perilymfy. Akustická impedance vzduchu je asi $415 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$, akustická impedance perilymfy je srovnatelná s impedancí mořské vody a činí asi $1\,610\,000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$. Poměr je tedy asi $4\,000 : 1$ a dosazením do rovnice (3.1) pak výsledná hodnota koeficientu naznačuje, že pouze 0,1 % (tj. ztráta 30 dB) akustické energie je přeneseno do nitroušní kapaliny [20]. Takto velká ztráta intenzity musí být vyrovnána zesilovací činností středoušního převodního systému. Mimo to, tento systém musí změnit složky výchylky a tlaku zvukového vlnění (zvukové vlnění o těžé intenzitě má ve vzduchu velkou výchylku a malý tlak, v tekutém prostředí malou výchylku a velký tlak) [25]. Aby sluch vyrovnal tuto ztrátu, využívá k tomu tři mechanismy:



Obr. 3.1: Pístový a pákový mechanismus středního ucha. Převzato z [25].

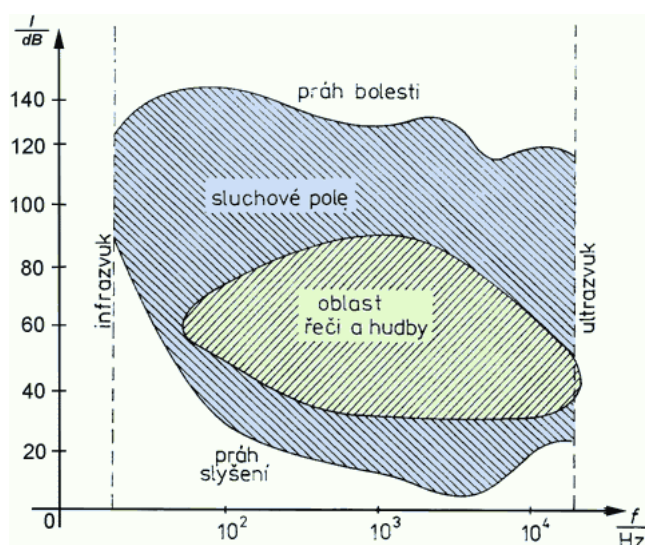
- převod akustického vlnění z relativně velké plochy bubínku (60 mm^2) pomocí sluchových kůstek na plochu oválného okénka ($3,2 \text{ mm}^2$), které představuje téměř 20-násobné zvýšení tlaku (zesílení asi o 23 dB).
- páková soustava středoušních kůstek. Kladívko a kovadlinka představují nerovnoramennou páku, která vykonává rotační pohyb (zesílení asi 2,5 dB).
- asymetrie pohybu sluchového řetězce, která vzniká nestejným zakřivením bubínku.

Často se tento způsob převodu akustické energie z plynného do kapalného prostředí označuje jako pístový převod (obr. 3.1) [25].

Úkolem středoušního převodního systému není pouze kompenzovat úbytek v akustické energii na přechodu mezi dvěma fyzikálními prostředími, ale vzájemně změnit složky výchylky a tlaku zvukového vlnění [20].

3.3 Sluchový práh a vnímání zvuku

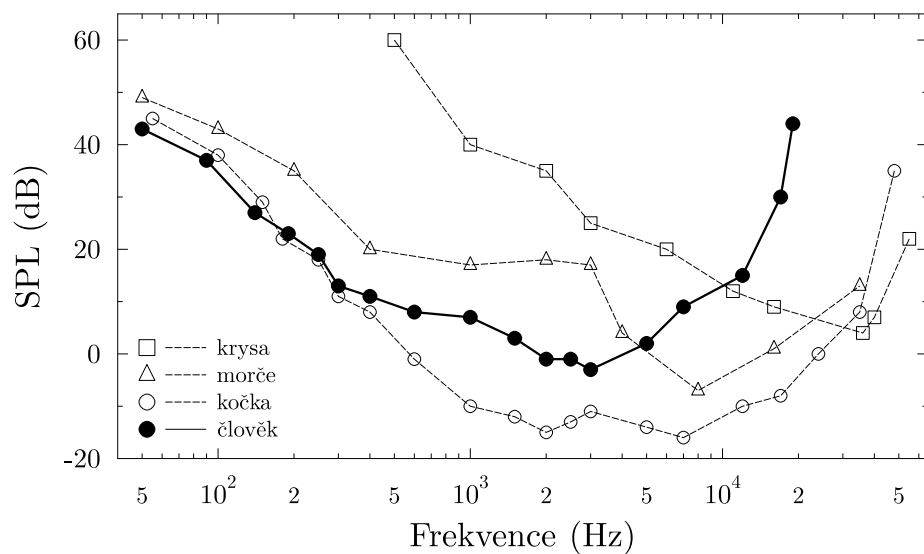
Sluchový práh je minimální intenzita zvuku při určité frekvenci, kterou je člověk s normálním sluchem schopen vnímat. V decibelovém vyjádření je sluchový práh vztažen k prahové intenzitě pro tón 1 kHz (v jednotkách tlaku je základní akustický tlak $2 \cdot 10^{-5}$ Pa, v jednotkách intenzity 10^{-12} W·m⁻²). Křivky sluchového prahu jsou uvedeny na obr. 3.2. Z křivek je patrné, že lidský sluch je nejcitlivější ve frekvenční oblasti 1–5 kHz, která, jak ukazuje zeleně šrafovaná část grafu, je zároveň frekvenční oblastí lidské řeči [20].



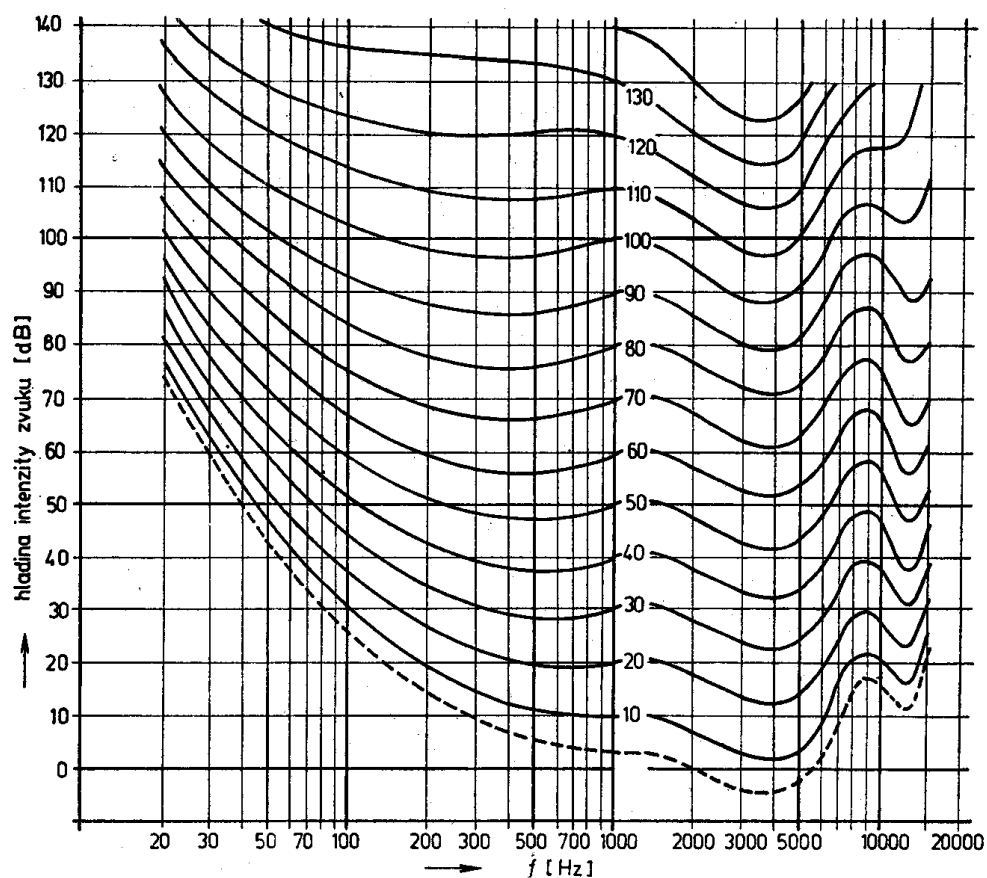
Obr. 3.2: Sluchový práh ve volném poli (sluchové pole), práh pro bolestivý vjem způsobený intenzivním zvukem a řečová oblast. Intenzita zvuku je udávána v dB. Převzato z [28].

Křivky sluchového prahu mají také různý průběh u různých živočišných druhů, obr. 3.3. Kočka má mimořádně citlivý sluch, práh leží obvykle o 20 dB níže než práh lidského sluchu. Morče má nejnižší část křivky, tj. při 7–9 kHz [20].

Subjektivně odpovídá intenzitě zvuku vjem hlasitosti zvuku. Se vzrůstem zvuku nevzrůstá lineárně hlasitost jednotlivých tónů (hluboké tóny vyžadují pro stejný přírůstek hlasitosti menší přírůstek intenzity než tóny kolem 1 kHz). Proto byly stanoveny tzv. hladiny stejné hlasitosti. Hladiny stejné hlasitosti vycházejí z normálu, kterým byl zvolen tón 1 000 Hz a jeho přírůstky v 10 dB. Obr. 3.4 ukazuje křivky stejné hlasitosti binaurální poslech. Z obrázku je patrné, že nulová křivka odpovídá sluchovému práhu a dále že zvyšování intenzity zvuku způsobuje oplošťování křivky, tj. vyrovnání rozdílů mezi frekvencemi [20].



Obr. 3.3: Porovnání sluchového prahu člověka a některých laboratorních zvířat.



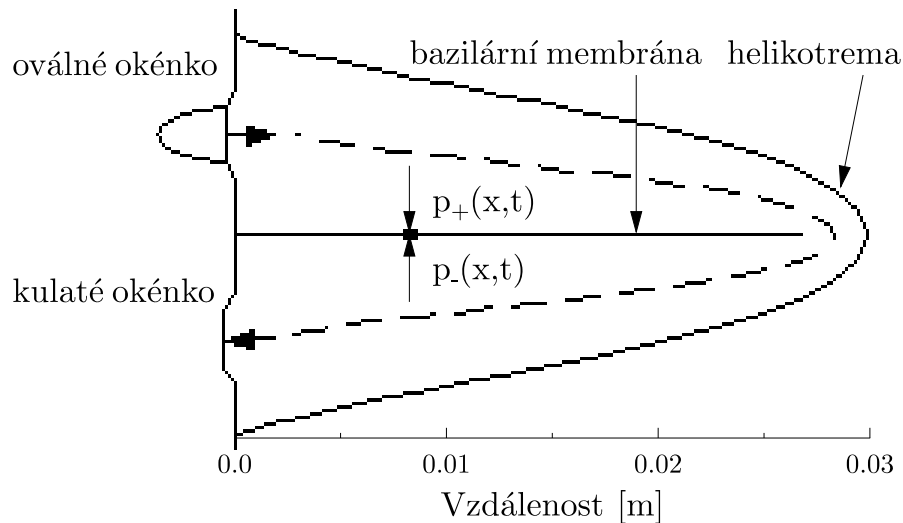
Obr. 3.4: Křivky stejné hlasitosti pro binaurální poslech; nejspodnější čárkovaná křivka označuje sluchový práh. Uprostřed při 1 kHz je udána stupnice ve fónech. Převzato z [27].

4 VLIV KRYTÍ OVÁLNÉHO A KULATÉHO OKÉNKA

Oválné a kulaté okénko slouží ke kontaktu mezi vnějším akustickým tlakem a kochleární kapalinou. Předpokládáme-li, že budící síla působící na bazilární membránu je lineárně závislá na vstupu, pak se sinusový průběh tlaků p_{OW} a p_{RW} vně oválného a kulaté okénko, resp. budící síla může být popsána následovně

$$A_F(f) = \underbrace{D(p_{OW} - p_{RW})}_{\text{diferenční mód}} + \underbrace{\frac{1}{2}C(p_{OW} + p_{RW})}_{\text{normální mód}}, \quad (4.1)$$

kde diferenční mód je roven rozdílu akustického tlaku na okénkách kochley, normální mód je roven součtu tlaků na okénkách kochley, C a D jsou nějaké konstanty. Budící sílu musíme chápat jako tlak působící na plochu bazilární membránu dle obr. 4.1.



Obr. 4.1: Tlak působící na bazilární membránu.

Jednotlivé členy rovnice (4.1) mohou vznikat z rozdílných fyzikálních mechanismů. Je-li kochlea citlivá jen na podnět způsobený rozdílem tlaků, pak koeficient C je roven nule a rovnice (4.1) se zjednoduší na tvar

$$A_F(f) = D(p_{OW} - p_{RW}). \quad (4.2)$$

Pokud rovnice (4.2) platí a je-li kochlea lineární soustavou a budící síla pro všechny p_{OW} a p_{RW} je přímo úměrná $(p_{OW} - p_{RW})$, pak objemová rychlost oválného okénka w_{OW} je stejně velká a o 0,5 fáze posunutá než objemová rychlost kulatého okénka w_{RW} , platí tedy $w_{OW} = -w_{RW}$. Diferenční mód představuje mechanismus rovnosti proudění kochleární kapaliny z jednoho okénka na druhé.

Nenulové normální části může být dosaženo, jestliže

- (a) vnitřní tlak kochley přímo stimuluje receptory (Wever a Lawrence, 1950, s. 463-464).
- (b) kapalina proudí tak, že není v přímém kontaktu s kochleárními okénky. Mechanismus, který by vysvětlil takovéto proudění kapaliny (efekt „třetího okénka“) zahrnuje výtok z kochley skrze perilymfacký nebo endolymfatický kanálek a proudění vytvořené zhuštěním částí kochley (tj. nervy, cévy, nebo skála media) (Ranke *et al.*, 1952; Ranke, 1958; Békésy, 1936a; Shera a Zweig, 1992).

Názor, že kochlea reaguje pouze na rozdíl tlaku mezi oválným a kulatým okénkem dle rovnice (4.2) je důležitý v teorii kochleární mechaniky. U modelů se všeobecně předpokládá, že kochleární kapalina je nestlačitelná, tudíž objemová rychlost mezi okénky je stejná a jejich pohyb je v protifázi. V takovém to případě je reakce bazilární membrány přímo úměrná rozdílu tlaku mezi oválným a kulatým okénkem [22].

Z klinické praxe je známo, že úplné odstranění středoušních kůstek včetně bubínku (zachována je pouze ploténka třmínku) způsobuje vzestup sluchového prahu o 30 – 34 dB. Zajímavá z tohoto hlediska je skutečnost, že ponechání bubínku a středoušních kůstek na místě při přerušení jejich řetězce způsobuje u experimentálních zvířat větší vzestup prahu asi o 60 – 65 dB. Bubínek a ponechané kůstky patrně absorbují a odrážejí značné množství zvukové energie. Vzestup sluchového prahu o 60 – 70 dB je také maximum vzestupu způsobeného středoušní poruchou, vyšší ztráta sluchu v dB má vždy složku percepční, tedy je způsobena ve vyšších etážích sluchové dráhy než ve středoušní [20]. Zlepšení může být dosaženo také chirurgickým zásahem. Chirurgický postup spočívá v odstranění bubínku, kovadlinky a kladívka tak, aby se zvýšil tlakový rozdíl mezi okénky. Tento postup se hojně využívá v tympanoplastice IV. druhu. Chirurg toho dosáhne štěpem, kterým zastíní kulaté okénko před zvukem ze zvukovodu a tím zvýší rozdíl mezi tlakem oválným a kulatého okénka. Tento způsob dokáže zlepšit sluch asi 20 dB. Jsou známy i případy, kdy dochází ke zlepšení i o 30 dB, ve vyjimečných případech až 40 – 50 dB. Při tomto chirurgickém postupu je využíván vliv diferenčního členu [22].

Při vyšších frekvencích, tj. nad 0,8 kHz, je tlakový rozdíl mezi okénky kochley převládající složkou buzení (Peake *et al.*, 1992, s. 258).

Kochlea reaguje, ikdyž je tlakový rozdíl mezi okénky roven nule. Tento závěr vychází z pozorování ucha bez bubínku, kovadlinky a kladívka, při kterém se úroveň sluchu soustavně zvyšuje o 12 až 50 dB při rostoucí frekvenci od 5 do 200 Hz. Békésy však tvrdil, že tento model je v rozporu s odezvou na diferenční mód podle rovnice (4.2), protože vliv diferenčního módu by se měl snižovat s klesající frekvencí a tedy hladina sluchu by měla být největší při nejnižší frekvenci (s klesající frekvencí zvuku roste jeho vlnová délka, nižší frekvence vytváří menší tlakový rozdíl mezi

okénky kochley). Békésy předpokládal, že citlivost normálního módu na výsledky kochley jsou dány objemovými změnami buď prostřednictvím endolymfatického a perilymfatického kanálku nebo krevními tělísky v kochlee. Tento předpoklad otestovali Shera, Zweig (1992), kteří analyzovali vliv stlačitelnosti kochleární kapaliny na přenosovou funkci středního ucha. Došli k závěru, že úroveň sluchu dle Békésyho (1936a) je v souladu s malou, ale nenulovou stlačitelností kochleární kapaliny. Vliv na stlačitelnost kapaliny má normální mód.

Wever *et al.* (1948) při pokusech na kočce ukázal, že tóny působící na kochleu skrz kulaté okénko vytváří zhruba stejně velký kochleární potencionál¹, jako by ten samý tón působil skrze oválné okénko. Výsledky jsou v souladu s rovnicí (4.2), ale nelze z nich rozlišit vliv normálního a diferenčního módu z důvodu zkresleného kochleárního potenciálu.

Wever a Lawrence (1950) provedli experiment, při kterém zavedli symetrický impuls přímo do oválného a kulatého okénka a zjišťovali fázi φ_{MIN} mezi tlaky. Pokud se fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} blíží k nule, je dle rovnice (4.2) budící síla minimální. Při frekvencích pod 1000 Hz a nad 4000 Hz naměřili Wever a Lawrence (1950) nenulové hodnoty φ_{MIN} . U frekvence pod 1000 Hz byla zaznamenali hodnotu φ_{MIN} větší než 0,1 násobku fáze, což je v rozporu s rovnicí (4.2), tedy normální mód hraje významnou roli v budící síle.

Tanndorf a Tabor (1962) se snažili ve své studii ovlivnit v kochlee mechanismus normálního módu. Zablokovali u kočky kulaté okénko a měřili pokles budící síly. Odezva na diferenční mód vyžaduje, aby pohyb obou okének byl stejný. Blokováním kulatého okénka dokázali snížit vliv diferenčního módu na nulu. Omezením pohybu kulatého okénka došlo ke snížení budící síly o 20 – 30 dB.

Kringlebotn (1995) pohyboval třmínkem podobným způsobem jako se pohybuje píst a měřil velikost posuvu kulatého okénka. U prasete byly výsledky posuvu kulatého a oválného okénka skoro stejné, rozdíl se pohyboval v rozmezí $\pm 5\%$. Naproti tomu měřením u člověka bylo zjištěno, že velikost posuvu kulatého okénka je pouze 60% – 70% hodnoty posuvu oválného okénka. Zatímco měření provedené na praseti byly v souladu s odezvou výhradně na diferenční mód dle (4.2), u člověka bylo z výsledku usuzováno na možnou stlačitelnost kochleární kapaliny a jistý vliv normálního módu.

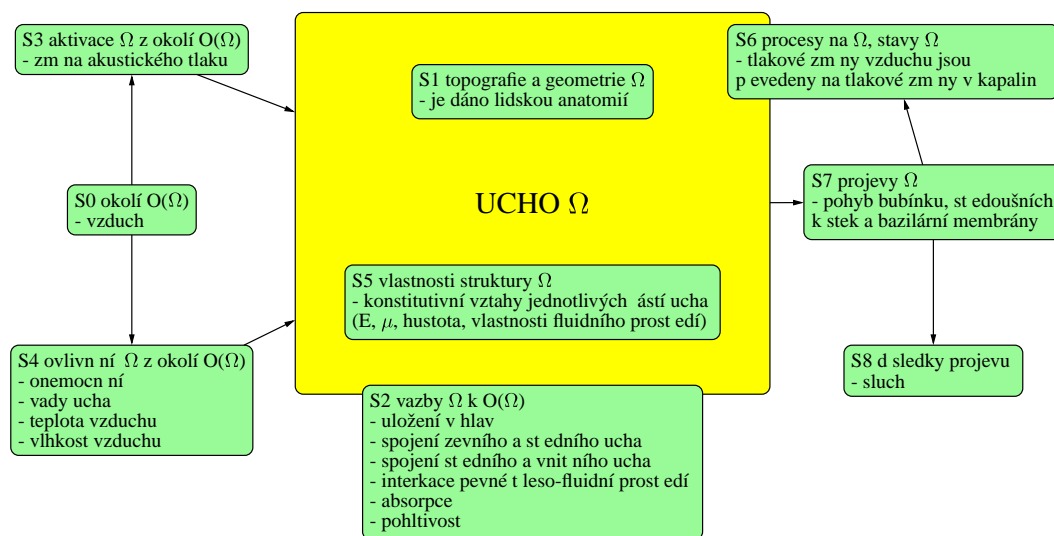
Vliv normálního módu je těžké změřit, protože hodnoty jsou mnohem menší než odezva na mód diferenční. Větší odezvu na diferenční mód podporují chirurgické zákroky, díky kterým se dosáhne zvětšení rozdílu tlaku při vstupu do kochley a tím i zlepšení sluchu. Zakrytí kulatého okénka má lepší vliv pro zlepšení sluchu než zakrytí okénka oválného [22].

¹Elektrické jevy vnitřního ucha. Potenciály vyvolané zvukovou stimulací můžeme rozdělit na mikrofonní, sumační, akční.

5 VYTVOŘENÍ MODELU PROBLÉMU

5.1 Systém podstatných veličin

Systém podstatných veličin lze považovat za objekt se systémovými vlastnostmi, tedy za abstraktní systémový objekt [10]. Sestavil jsem schéma systému podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$ na objektu Ω (obr. 5.1) a aplikoval jsem na něj systémový přístup podle [10]. Není uvažováno kostní vedení zvuku, změna teploty, vlhkost vzduchu, onemocnění.



Obr. 5.1: Podmnožina veličin systému veličin $\Sigma(\Omega)$.

5.2 Typ problému

Na základě známého vnějšího působení a počátečního stavu soustavy se jedná o problém přímý.

5.3 Výběr metody řešení

Protože se jedná o výpočet přenosové funkce zvukových signálů do vnitřního ucha a ověření možnosti buzení bazilární membrány vnitřního ucha přímými tlakovými signály u geometricky složitěho tělesa, byla jako jediná vhodná volba zvolena metoda konečných prvků programu ANSYS.

6 DÍLČÍ VÝPOČTOVÉ MODELY

6.1 Vytvoření modelu topologie objektu

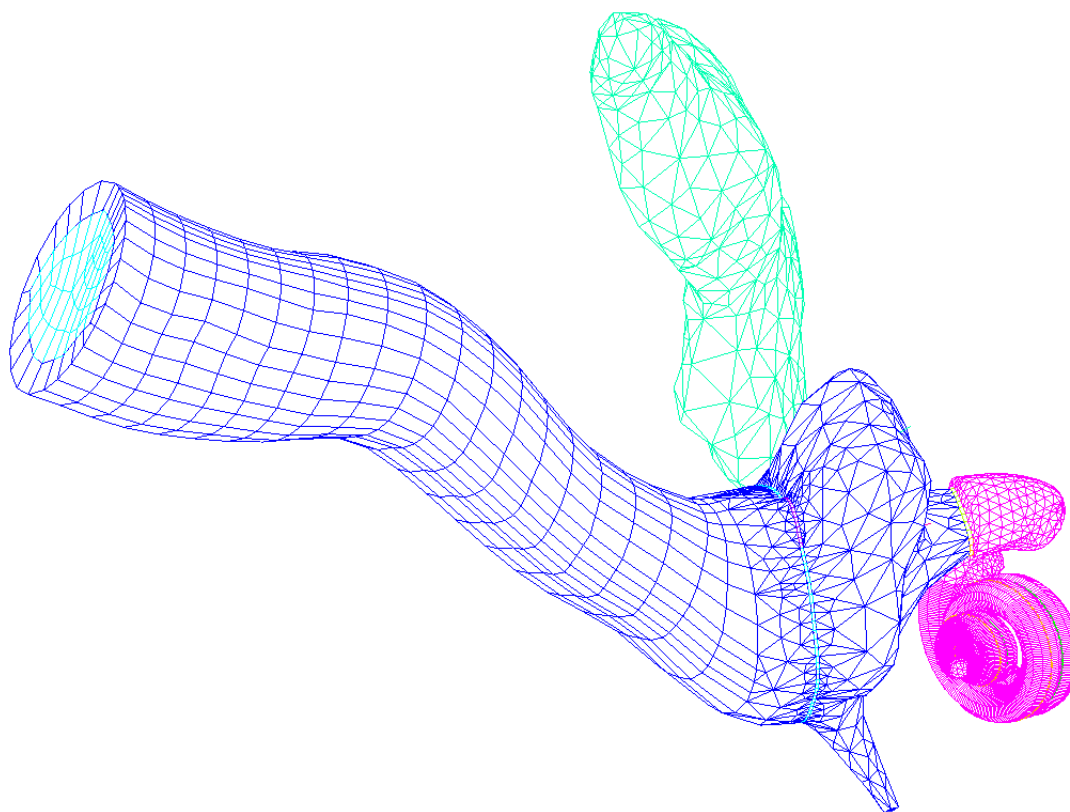
Rozmístění objektu v prostoru je dáno lidskou anatomií.

6.2 Vytvoření modelu dekompozice objektu

Dekompozice lidského ucha je provedena s ohledem na efektivnost řešení. Je uvažováno jen zevní, střední a vnitřní ucho, jenž je uchyceno ve spánkové kosti lebeční. Pro výpočtové modelování je model ucha zjednodušen. Nebyly uvažovány všechny vazy a svaly středního ucha, vnitřní ucho je tvořeno jen samostatnou kochleou.

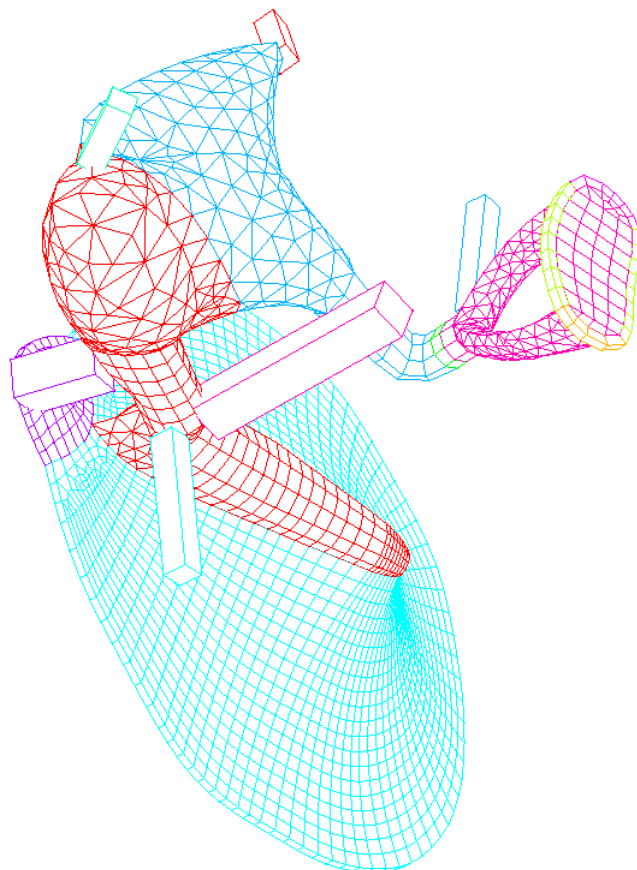
6.3 Vytvoření modelu geometrie

Základní geometrie modelu ucha byla převzata z práce [4]. Geometrie modelu, obr. 6.1, zahrnuje vnější ucho (zvukovod s bubínkem), střední ucho (středoušní dutina, antrum, středoušní kůstky), vnitřní ucho (kochlea) se sacculum. Geometrie



Obr. 6.1: Model geometrie ucha. Celkový pohled.

vazů a svalů byla pozměněna, jednalo se hlavně o prostorové umístění a příčný průřez. Detail středoušních kůstek s vazy a svaly je na obr. 6.2. Základní geometrické údaje lze nalézt v pracích [4] a [9]. Geometrické rozměry jsou v souladu se zahraniční literaturou např. [6], [7], [12], [13], [18].

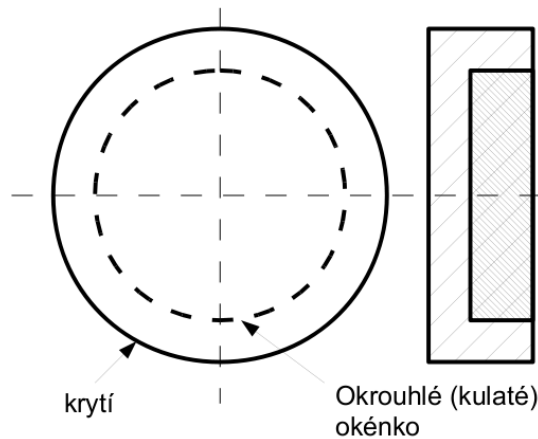


Obr. 6.2: Detailní pohled na geometrii středoušních kůstek. Vazy a svaly jsou zde zobrazeny jako hranoly.

Model krytí oválného a kulatého okénka spočíval v odstranění bubínku a středoušních kůstek. Krytí oválného nebo kulatého okénka je naznačeno na obr. 6.3. Krytí okénka je dosaženo štěpem, kterým může být buďto bubínkem, kůže z oblast předloktí nebo chrupavka [14]. Tloušťka krycí vrstvy byla zvolena hodnota 0,1 mm.

6.4 Vytvoření modelu okolí objektu

Do modelu okolí je zahrnuto pouze vnější prostředí (vně ucha), kde se nachází pouze vzduch. K interakci dochází pouze vlivem změny akustického tlaku, který působí na bubínek, popř. přímo na kochleu.



Obr. 6.3: Provedení krytí oválného a kulatého okénka.

6.5 Vytvoření modelu aktivace ucha z okolí

Pro výpočtové modelování byla použita harmonická analýza programu ANSYS v. 12. Ucho bylo harmonicky buzeno změnou akustického tlaku ve tvaru

$$p = p_0 \cdot \sin(\omega t + \varphi), \quad (6.1)$$

kde p_0 je amplituda tlaku, ω úhlová frekvence, t čas a φ je počáteční fáze. Amplituda akustického tlaku byla zvolena 1 Pa, což odpovídá intenzitě zvuku 94 dB. Akustický tlak byl zadán kolmo na vstupní plochu zevního zvukovodu.

6.6 Vytvoření modelu ovlivnění ucha okolím

Nebylo uvažováno žádné geometrické, materiálové a aktivační ovlivnění.

6.7 Vytvoření modelu okrajových a počátečních podmínek

6.7.1 Model okrajových podmínek zevního ucha

Zevní ucho si můžeme představit jako válec, kde jedna z podstav představuje vstup do ucha a druhá bubínek. Plášť tohoto válce je hranicí zvukovodu. Pohyb pláště je omezen okolním kostěným pouzdrem spánkové kosti. Na tuto plochu byla předepsána podmínka nulových posuvů v x, y, z .

6.7.2 Model okrajových podmínek středního ucha

Středoušní prostor a antrum jsou uloženy v kostěném pouzdře spánkové kosti, která zamezuje jejich pohybu. Na této hranici byla předepsána podmínka nulových posuvů v x, y, z .

Pevné spojení tvoří bubínek, kladívko, kovadlinka, třmínek a oválné okénko. Na kladívko, kovadlinku a třmínek jsou upnuty vazy a svaly dle obr. 2.3. Upnutí vazů a svalů ke kostěnému pouzdru je řešeno nulovými posuvy koncových bodů v x, y, z .

6.7.3 Model okrajových podmínek vnitřního ucha

Vnitřní ucho, v tomto případě pouze kochlea, leží v kostěném labyrintu kosti skalní. Kostěný labyrint zabraňuje pohybu kochley jako celku. Na jeho hranici byla předepsána podmínka nulových posuvů v x, y, z .

6.7.4 Model speciálních okrajových podmínek

Do modelu ucha byla zahrnuta pohltivost zvukových vln. Toho bylo dosaženo okrajovou podmínkou impedance IMPD. Podmínka IMPD je úzce spjata s podmínkou koeficientu tření MU. Pokud chceme ve výpočtu zohlednit pohltivost zvukových vln, musí být předepsány podmínky IMPD a MU zároveň. IMPD nabývá hodnot 0 nebo 1. $MU = 0$ představuje žádnou zvukovou absorpci, $MU = 1$ představuje plnou absorpci zvuku [2]. Hodnota $IMPD = 1$ byla zadána na celou hranici ucha. Absorpce materiálu zvukovodu a středoušního prostoru byla ponechána na $MU = 0,015$, antrum $MU = 0,15$ dle [4]. U modelu také dochází ke styku fluidního prostředí se strukturální částí modelu. Na rozhraní těchto dvou prostředí byla zadána podmínka FSI, která sváže akustický tlak s pohybem strukturální části. Tato podmínka je podrobně popsána v [1]. FSI bylo zadáno na všech místech, kde dochází ke kontaktu fluidního a strukturálního prostředí.

6.7.5 Model okrajových podmínek pro případ krytí

Byly uvažovány dva způsoby krytí oválného a kulatého okénka. V prvním případě došlo k překrytí oválného (kulatého) okénka. Krytí bylo svázáno se středoušním prostorem, zamezení posuvů v x, y, z . Druhý způsob simuloval úplné zamezení pohybu oválného (kulatého) okénka. Toho bylo dosaženo předepsáním okrajové podmínky nulových posuvů v x, y, z na celé ploše oválného (kulatého) okénka.

6.8 Vytvoření modelu materiálu

Pro všechny části modelu ucha, vyjma bazilární membrány, byl zvolen konstitutivní model materiálu homogenní, izotropní, lineárně pružný. Pro bazilární membránu byl zvolen konstitutivní model transversálně ortotropního materiálu. Materiálové charakteristiky jednotlivých částí ucha byly převzaty z odborné literatury.

Fluidní prostředí (plyn a kapalina) bylo modelováno jako stlačitelné, neviskózní, hustota a tlak jsou v celém objemu konstantní. Rychlost zvuku ve vzduchu

$$c = \sqrt{\kappa (p_a / \rho)},$$

kde p_a je atmosférický tlak, ρ je hustota a κ je Poissonova konstanta. Po dosazení za $p_a = 10^5$ Pa, $\rho = 1,21$ kg·m⁻³, $\kappa = 1,4$ je rychlost zvuku 343 m·s⁻¹. Rychlost zvuku v kapalině se vypočetla jako

$$c = \sqrt{K / \rho},$$

kde K je objemový modul pružnosti, ρ je hustota. Dosazením za $K = 2,36 \cdot 10^9$ Pa a $\rho = 1025$ kg·m⁻³ je rychlost zvuku 1520 m·s⁻¹.

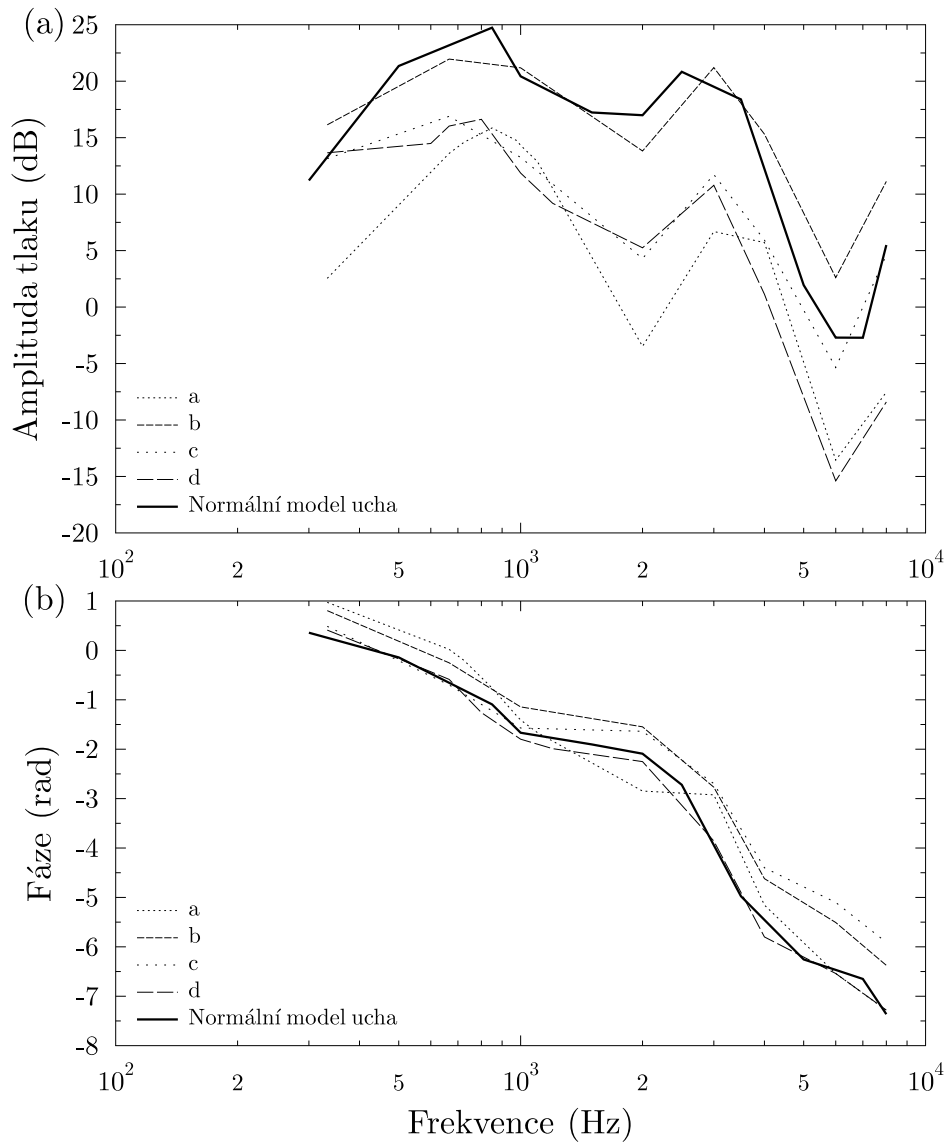
U některých částí ucha (jednalo se především o bubínek, svaly a ligamenty, oválné okénko, Reissnerova membrána) je velký rozptyl hodnot modulu pružnosti (někdy o dva a více řádů). Byl proto testován vliv modulu pružnosti jmenovaných částí na přenosovou funkci do vnitřního ucha. Vliv těchto částí je ukázán na obr. 6.4. Jednotlivé výsledky byly porovnány s dostupnou literaturou a byla zvolena ta kombinace materiálových charakteristik, která se nejvíce blížily předpokládanému průběhu přenosové funkce tlaku dle literatury. Jednotlivé materiálové charakteristiky jsou uvedeny v příloze A, tab. A.1, tab. A.2, tab. A.3, tab. A.4.

6.9 Vytvoření modelu procesů

Podstatným procesem je sledovaný tlak kapaliny v kochley. Model těchto procesů je součástí programu ANSYS. Na modelu předpokládám malé deformace. U modelu obsahující fluidní prostředí je z hlediska výpočtu doporučený počet prvků na vlnovou délku.

6.10 Vytvoření modelu mezních stavů

Žádný mezní stav není pro řešení problém uvažován.



Obr. 6.4: Vliv materiálových charakteristik na průběh frekvenční závislosti tlaku za oválným okénkem pow. Výpočet proveden pro kompletní model ucha. a - změna modulu pružnosti u vazů a svalů; b - modul pružnosti Reissnerovy membrány nastaven na 60 MPa; c - parametry bazilární membrány dle [18]; d - změna hustoty středoušních kůstek dle [6], [8]. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

7 ŘEŠENÍ MODELU PROBLÉMU - HARMONICKÁ ANALÝZA

V předchozí kapitole byly uvedeny potřebné dílčí modely k sestavení modelu problému. Může se přistoupit k řešení problému. Uvedené dílčí modely se dosadí do prostředí ANSYS. Problém lze řešit za předpokladu vhodně zvolené konečnoprvkové sítě a správného nastavení analýzy řešení.

7.1 Harmonická analýza

Harmonická analýza slouží k popisu signálů ve frekvenční oblasti. Pro řešený úkol posloužila k popisu přenosu zvukové energie do vnitřního ucha ve frekvenční oblasti, k zjištění přenosové funkce mechanické soustavy. Rozsah harmonické analýzy byl zvolen s ohledem na rozsah lidské řeči, která se pohybuje od 100 Hz do –10 kHz. Rozsah byl rozdělen na jednotlivé budící frekvence (v Hz):

100	3 500
500	5 000
850	6 000
1 000	7 000
1 500	8 000
2 000	9 000
2 500	10 000.

Frekvence byly vybrány tak, aby podchytily všechny možné změny v amplitudovém a fázovém spektru. Při výpočtu fázového spektra v prostředí ANSYS vznikají nespojitosti v jeho průběhu. Je to dáno funkcí arctan, ze které se fáze počítá. Tyto nespojitosti byly opraveny programem uvedeným v příloze B s doplňujícími informacemi. Kód je psán v jazyce FORTRAN a převzat z [3].

7.2 Volba sítě

V akustických úlohách je doporučena velikost konečnoprvkového elementu. Velikost elementu závisí na vlnové délce. Doporučený počet elementů na vlnovou délku je 6 – 10. Pro řešený případ byla vypočtena velikost elementu následovně

$$\text{délka prvku} = \frac{\lambda}{10} = \frac{c}{10f}, \quad (7.1)$$

kde λ je vlnová délka, c je rychlost zvuku, f je frekvence. Po dosazení za $c = 343 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $f = 10\,000 \text{ Hz}$ vyjde velikost elementu přibližně 0,003 m.

7.2.1 Volba typu prvku

Strukturní část modelu

Pro strukturní část modelu byl vybrán prostorový prvek SOLID45. Jedná se o osmi uzlový prvek se třemi stupni volnosti v každém uzlu. Byl vyzkoušen i prvek SOLID95, dvacet uzlový prvek se třemi stupni volnosti v každém uzlu. Použitím prvku SOLID95 v modelu docházelo při výpočtu k neúměrnému nárůstu procesorového času, proto tento prvek nebyl ve výpočtu použit.

Vazy a svaly byly vytvořeny prvkem LINK8, což je prostorový prut s dvěma uzly a se třemi stupni volnosti v každém uzlu. Tento prvek dokáže přenášet pouze tahové nebo tlakové namáhání.

Fluidní část modelu

Vzduch a nitroušní kapalina byly tvořeny prvkem FLUID30, což je akustický prvek se čtyřmi stupni volnosti v každém uzlu, posuv v x, y, z a tlak. Pro tento prvek platí vlnová rovnice dle [1]

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - \nabla^2 p = 0, \quad (7.2)$$

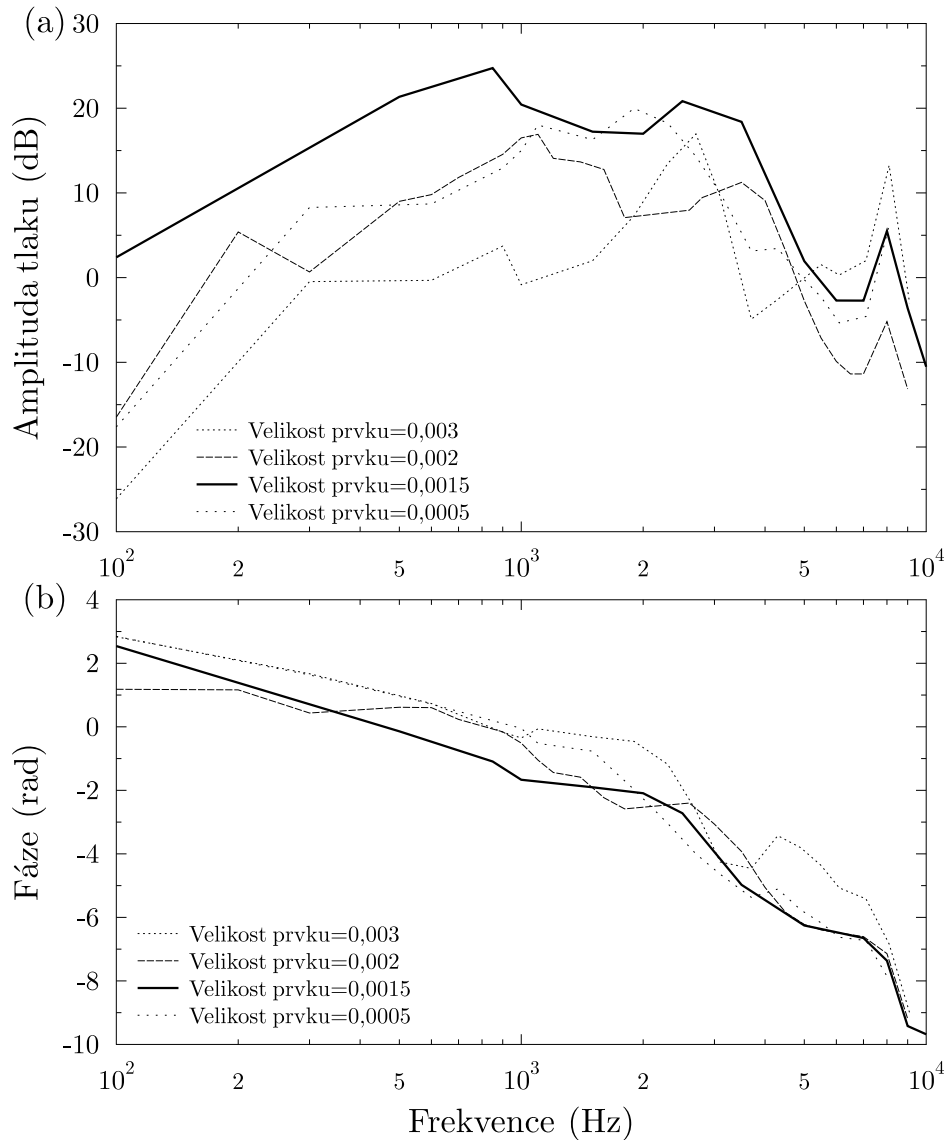
kde c je rychlost zvuku, p je akustický tlak a t je čas. Rovnice představuje stacionární proudění stlačitelné, neviskózní tekutiny. Bohužel použitím prvku typu FLUID30 a s přihlédnutím k rovnici (7.2) nemohla být splněna podmínka (a) v kapitole 1.2. Proto budeme předpokládat jistou stlačitelnost kochleární kapaliny.

Fluidní prostředí bylo dále rozděleno na dvě části a to na část s předepsanou okrajovou podmínkou IMPD a FSI, kde FLUID30 měl čtyři stupně volnosti a na část bez podmínky IMPD, kde FLUID30 měl jen jeden stupeň volnosti, tlak.

7.2.2 Tvorba sítě

Vypočtená velikost elementu, kapitola 7.2, se nedostatečně shodovala s průběhem dle obr. 8.2. Byla vyzkoušena velikost elementu 0,002 a 0,0015 a 0,0005. Nejvíce se předpokládanému řešení blížila velikost elementu 0,0015. Porovnání velikosti elementu je na obr. 7.1. Byla zvolena velikost elementu 0,0015.

Konečný model tvořilo 127 212 elementů, z čehož bylo 13 565 elementů typu SOLID45, 62 473 elementů typu FLUID30 se čtyřmi stupni volnosti, 51 168 elementů typu FLUID30 s jedním stupněm volnosti a 6 elementů typu LINK8.



Obr. 7.1: Vliv velikosti konečnoprvkového elementu na průběh frekvenční závislosti tlaku za oválným okénkem p_{OW} . Výpočet proveden pro kompletní model ucha. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

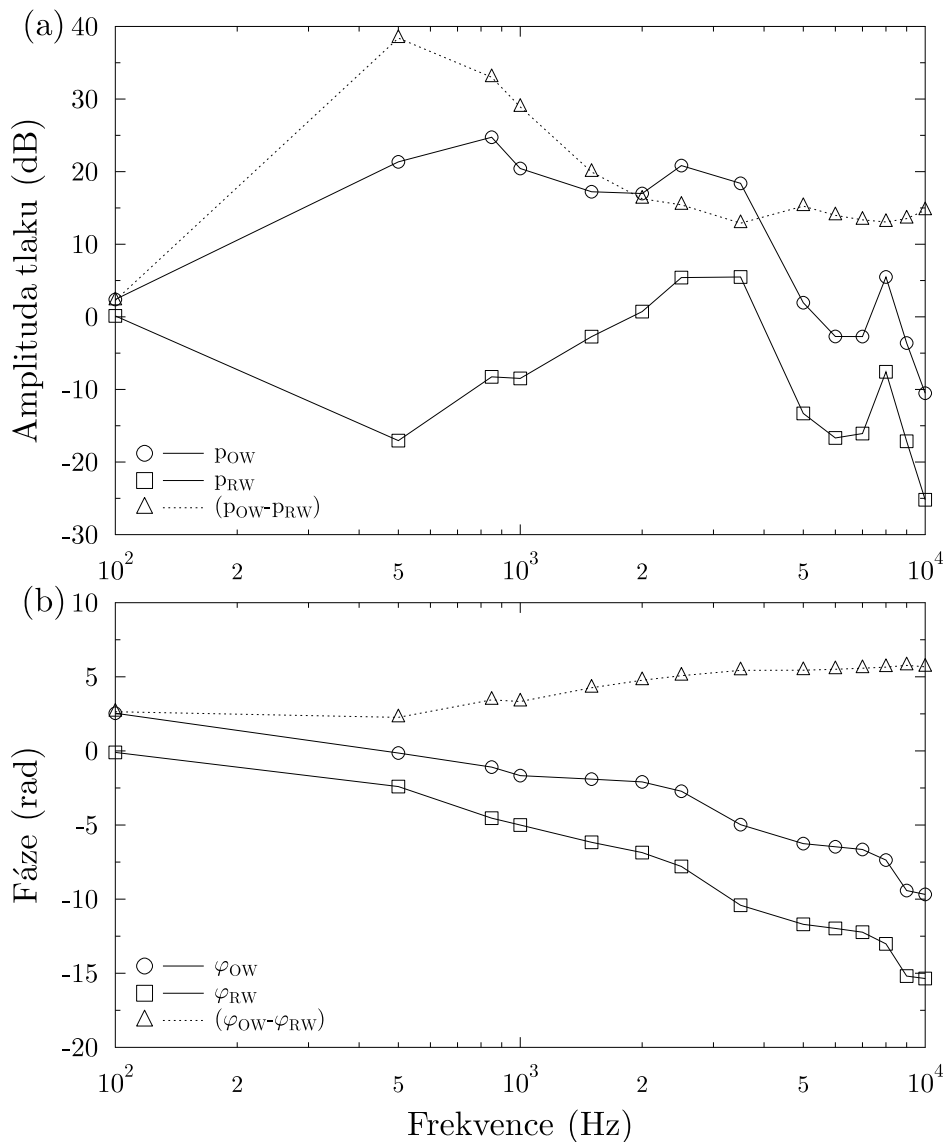
7.3 Nastavení řešiče

Pro modely obsahující víc jak 100 000 prvků jsou doporučeny přímé řešiče. Byl zvolen řešič sparse. Řešič byl nastaven na metodu plnou. Tolerance konvergence byla nastavena na hodnotu 10^{-5} . Bylo nastaveno konstantní tlumení DMPRAT na hodnotu 0,075. V harmonické analýze programu ANSYS je tlumení MDAMP chápáno jako hlavní (modální) tlumení. Zvolené hodnoty MDAMP jsou v tab. A.5. Detaily zadávání a výpočtu parametru tlumení lze dohledat v [2]. Pro všechny budící frekvence byl zadán tlak příkazem Pressure DOF o velikosti 1 Pa.

8 ANALÝZA VÝSLEDKŮ VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ

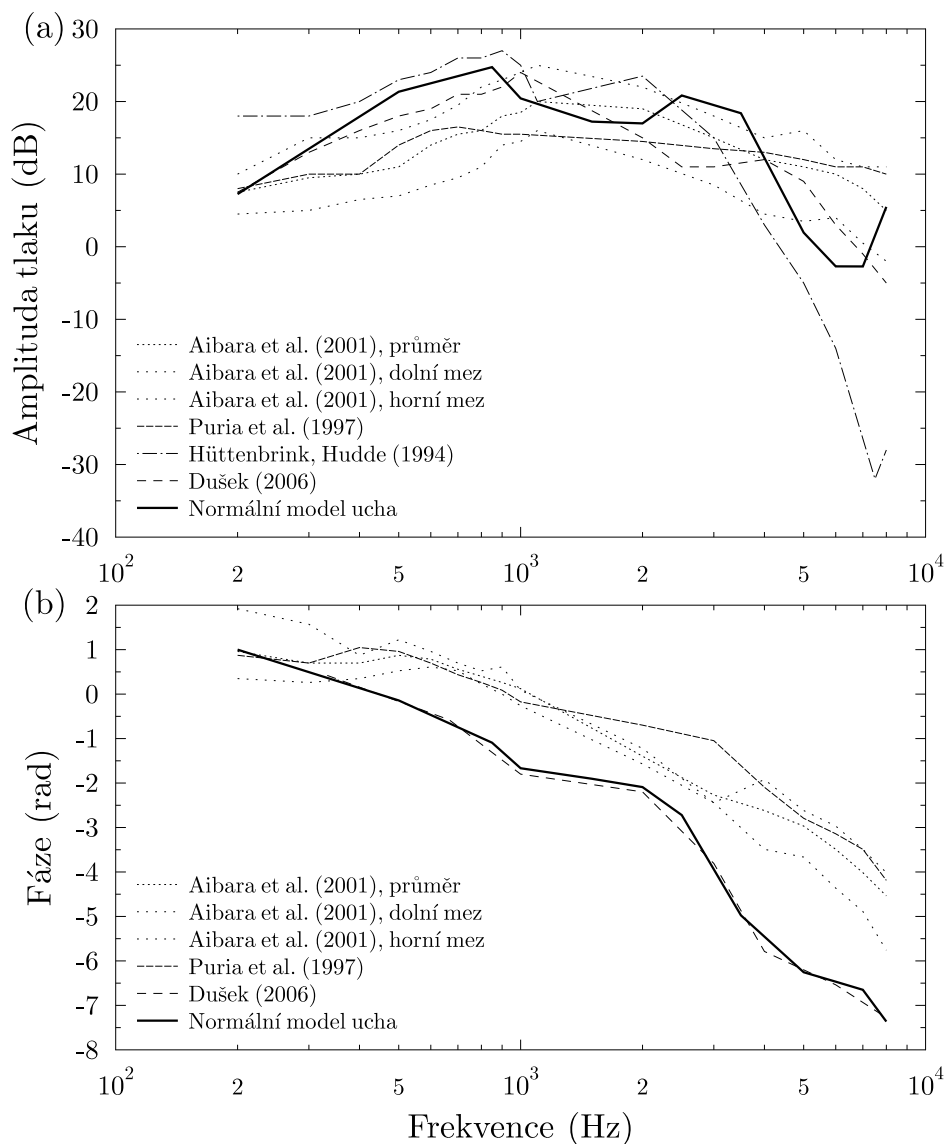
8.1 Přenos zvukových signálů do lidského ucha

Na konečnoprvkovém modelu normálního ucha byla provedena harmonická analýza. Výstupní veličiny byly vyhodnoceny tlaky v kapalině endolymfy za oválným a kulatým okénkem. Byla provedena modální analýza zevního zvukovodu, středoušního



Obr. 8.1: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Výpočet proveden pro normální model ucha. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

prostoru a strukturní části středního ucha. Modální analýza byla provedena, aby se zjistil vliv jednotlivých částí ucha na amplitudu tlaku v endolymfě. Výsledky vlastních frekvencí zevního zvukovodu jsou uvedeny v tab. C.1, středoušní dutiny v tab. C.2, zevního zvukovodu a středoušní dutiny v tab. C.3 a strukturní části středního ucha v tab. C.4.



Obr. 8.2: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem pow pro normální model ucha. Porovnání s různými autory. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

Průběh závislosti amplitudy a fáze akustického tlaku na frekvenci je na obr. 8.1. V průběhu křivky amplitudy tlaku oválného okénka lze nalézt tři maxima. V průběhu křivky amplitudy tlaku kulatého okénka jsou maxima dvě. První maximum oválného okénka (~ 850 Hz) odpovídá první vlastní frekvenci strukturní částí modelu, druhé maximum oválného a kulatého okénka odpovídá první vlastní frekvenci

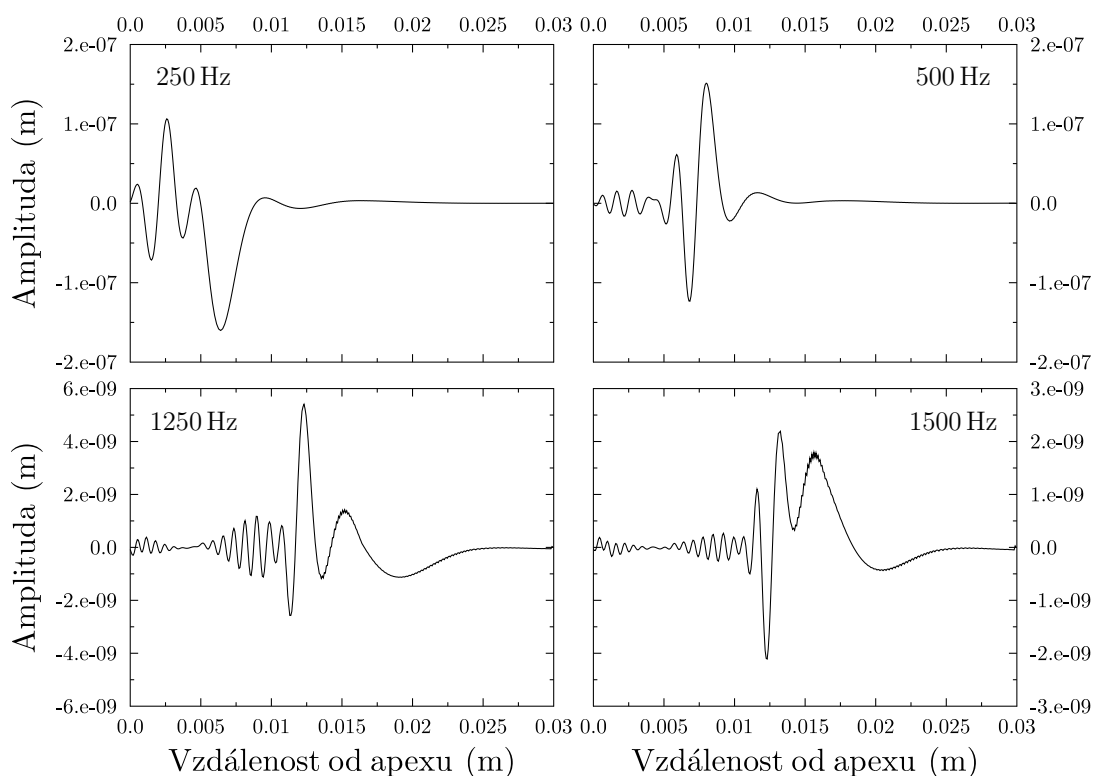
(~ 2800 Hz) zevního zvukovodu, první vlastní frekvenci středoušní dutiny a desáté vlastní frekvenci strukturní části středního ucha. Třetí maximum tlaku za oválným a kulatým okénkem odpovídá druhé vlastní frekvenci (~ 8100 Hz) zevního zvukovodu a 43. vlastní frekvenci strukturní části středního ucha.

Strukturní část středního ucha je velmi složitá, a tedy má i velké množství vlastních frekvencí. Ve skutečnosti se však vybudí pouze některé vlastní tvary [15]. Lze tedy namítnout, jestli se vybudí 43. vlastní tvar vlastní strukturní části středního ucha u třetího maxima.

Na obr. 8.1 je vykreslena budící síla působící na bazilární membránu, která se vypočetla dle rovnice (4.2). Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem byla porovnána s různými autory. Porovnání je na obr. 8.2.

8.2 Ověření funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru

Samotné sluchové ústrojí je umístěno na bazilární membráně. Vibrace bazilární membrány mají velký význam z hlediska sluchového vjemu. Pro ověření funkce ba-



Obr. 8.3: Maximální kmity postupné vlny na bazilární membráně pro různé budící frekvence.

zilární membrány jako frekvenčního analyzátoru byla využita harmonická analýza pro normální model ucha. Cílem bylo sledovat průběh vibrací bazilární membrány. Na obr. 8.3 je zobrazen průběh maximálních kmitů postupné vlny na bazilární membráně pro různé budící frekvence. Ose $x = 0$ představuje apex, $x = 0,03$ bázi, na ose y je vynesena amplituda kmitu postupné vlny. Z grafu lze vyčíst, že s vyšší frekvencí buzení dochází k posunu maxima kmitu postupné vlny od apexu k bázi bazilární membrány. Výchylka s rostoucí frekvencí klesá, vlnová délka se zkracuje. Dále je zřejmé, že výskyt kmitů postupné vlny je široký a jejich hodnota nízká. Dochází také k patrným rozkmitům od apexu při vyšších frekvencích. To by mohlo naznačovat jistou nelinearitu dějů odehrávajících se uvnitř kochley. Funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru byla ověřena.

Velký vliv na průběh amplitudy bazilární membrány mají parametry DMPRAT a MU. Tyto parametry nebyly v této práci nijak testovány a byly převzaty z [4].

8.3 Analýza lidského ucha za účelem zjištění přenosových vlastností

8.3.1 Změna přenosové funkce pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek

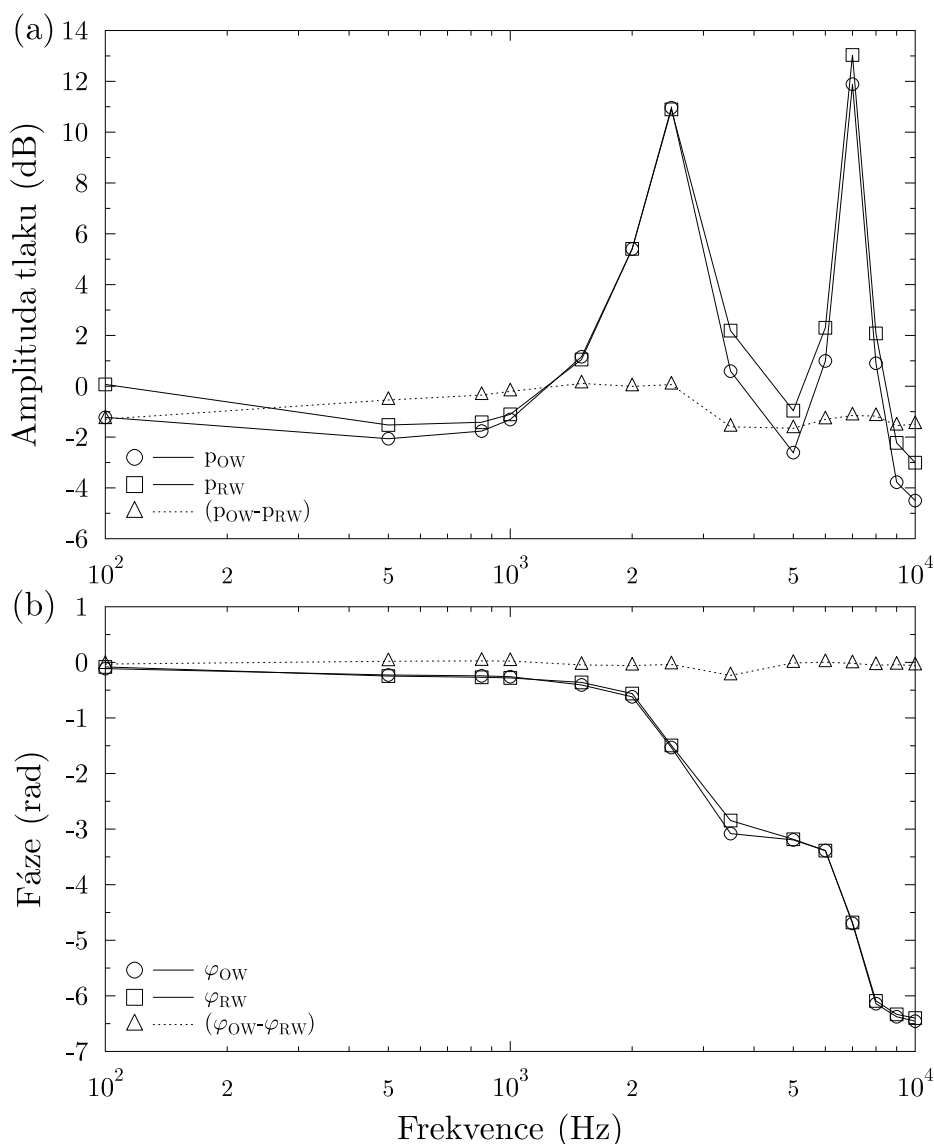
Byl uvažován případ odstranění bubínku se středoušními kůstkami. V takovém to případě zvuková vlna dopadá přímo na plochu oválného a kulatého okénka. Na obr. 8.4 je vykreslena frekvenční závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. V průběhu tlaku oválného a kulatého okénka se vyskytují dvě maxima. První maximum odpovídá druhé vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2783 Hz). Druhé maximum odpovídá třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (7003 Hz).

Z průběhu fáze je zřejmé, že fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} se blíží k nule. Pak dle rovnice (4.2) je budící síla A_F působící na bazilární membránu minimální, což je potvrzeno výpočtem. Nad frekvencí 4 kHz byla zjištěna nenulová hodnota φ_{MIN} , a to až hodnota 0,2 násobku fáze.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla jako

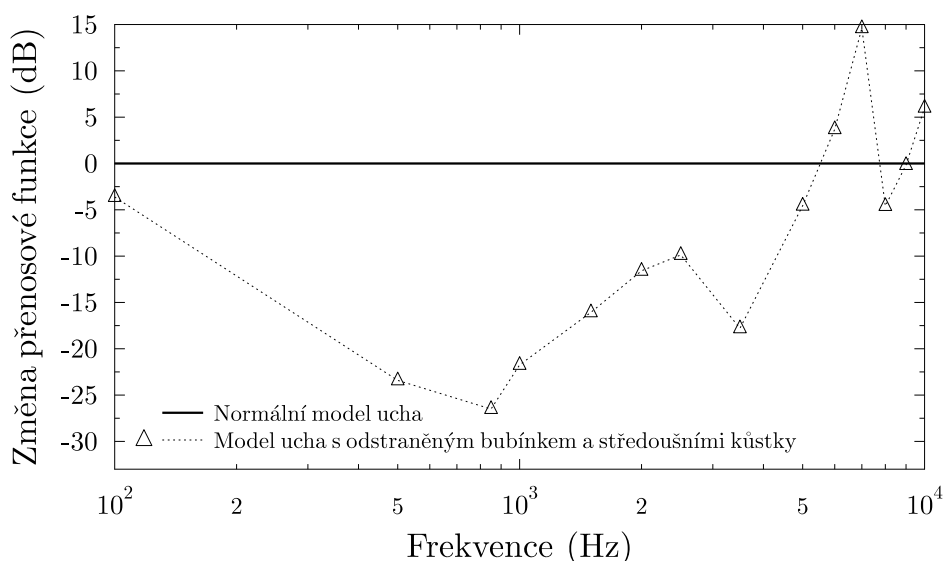
$$Z = 20 \log \left(\frac{p_c}{p_k} \right), \quad (8.1)$$

kde p_c je akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek, p_k je akustický tlak za oválným okénkem pro normální model ucha. Výsledek je na obr. 8.5. K poklesu tlaku dochází v pásmu 0,1 – 5 kHz. Maximální



Obr. 8.4: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

pokles dosahuje až 27 dB, průměrná hodnota poklesu činí 15 dB. Nad frekvencí 5 kHz dochází ke zvýšení tlaku až na hodnotu 15 dB. Vzestup je dán rezonancí středoušní soustavy a zevního zvukovodu při frekvenci 7003 Hz.



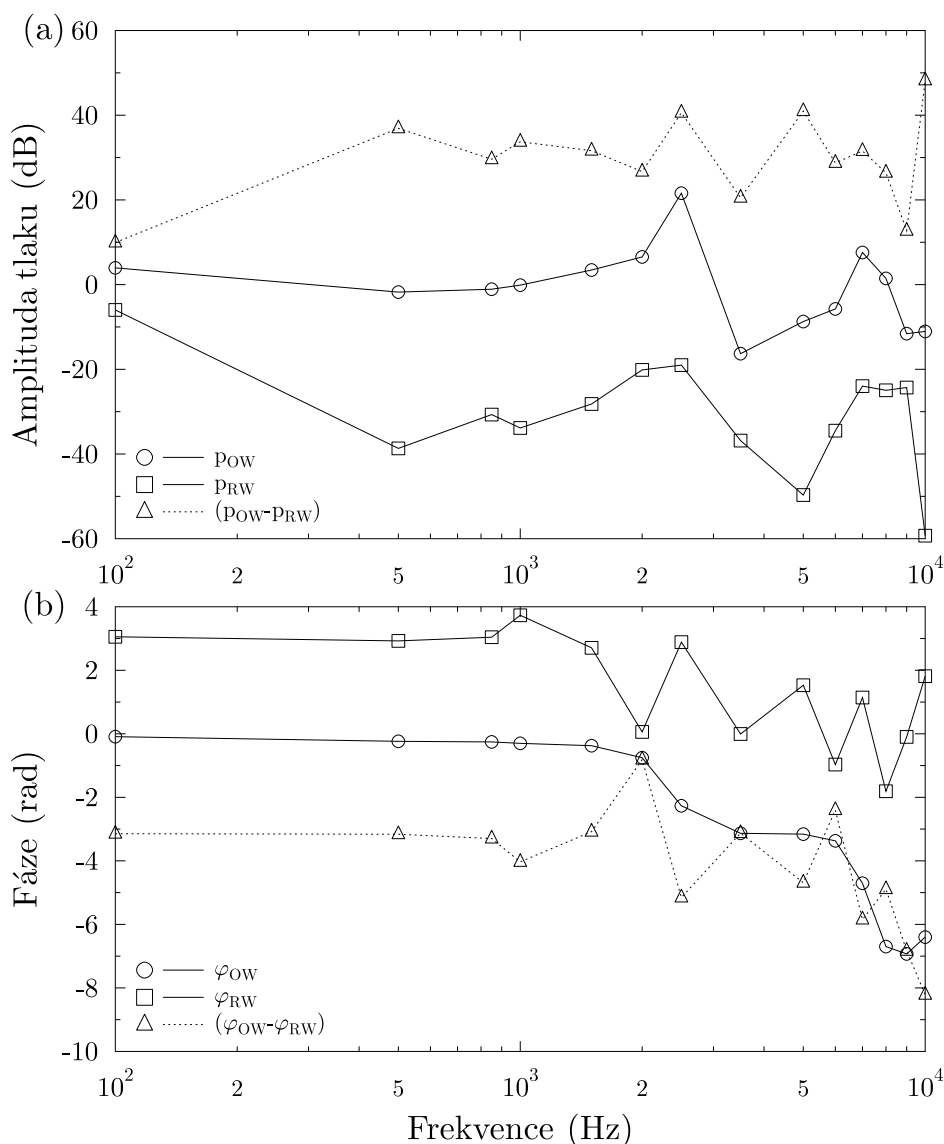
Obr. 8.5: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami.

8.3.2 Změna přenosové funkce pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek s ponechanou ploténkou třmínku

Byl uvažován případ odstranění bubínku, středoušních kůstek. Ponechána byla jen ploténka třmínku. Na obr. 8.6 je vykreslena frekvenční závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. V průběhu tlaku za oválným okénkem jsou dvě jasná maxima, za okénkem kulatým jsou tyto dvě maxima plošší. První maximum odpovídá druhé vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2783 Hz). Druhé maximum odpovídá třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (7003 Hz).

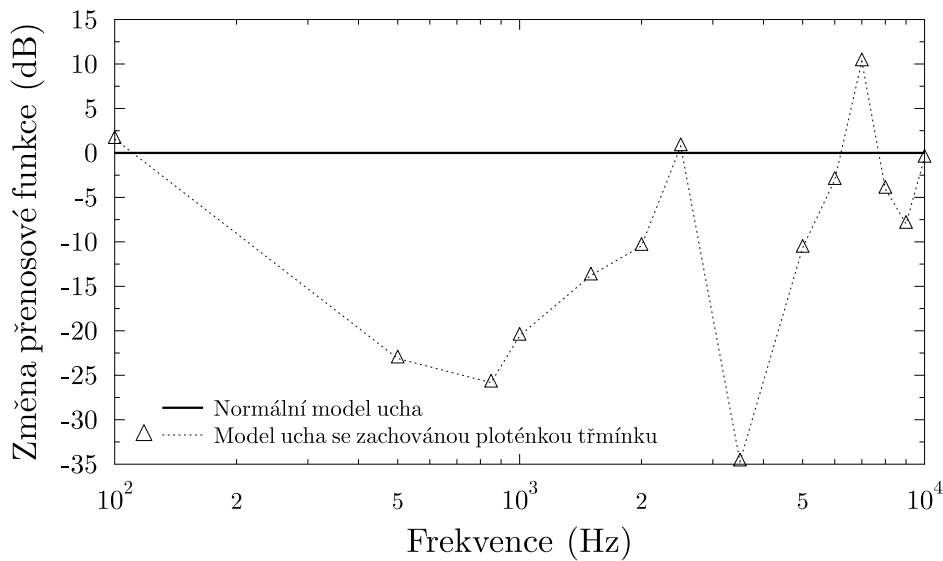
Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} je nenulový v celém frekvenčním pásmu. Do frekvence 1,5 kHz se okénka pohybují v protifázi ($\varphi_{\text{MIN}} = 3\pi$). Nad touto frekvencí dochází ke změnám v průběhu fáze. To naznačuje, že do frekvence 1,5 kHz ploténka třmínku s oválným okénkem kmitá ve fázi s budící silou. Nad frekvencí 1,5 kHz se začne projevovat setrvačnost hmoty ploténky třmínku. Ploténka třmínku nekmitá ve fázi s budící silou a snižuje je tak tlak působící na plochu oválného okénka. To se projeví poklesem tlaku na straně oválného okénka. Podle rovnice (4.2) je budící síla působící na bazilární membránu rovna rozdílu tlaků mezi jednotlivými okénky. Budící síla dosahuje hodnot až 40 dB, průměrná hodnota činí 25 dB.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočítala dle rovnice (8.1). Za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ



Obr. 8.6: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Ploténka třmínku zachována. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

odstranění bubínku a středoušních kůstek, ploténka třmínku je zachována. Výsledek je na obr. 8.7. Dochází k poklesu tlaku až na hodnotu 35 dB, což je v souladu s klinickou praxí. Zlepšení nastává u frekvencí kolem 100 Hz, 2,7 kHz a 7 kHz. Poslední dvě frekvence by mohly naznačovat vliv rezonance zevního zvukovodu a středoušního prostoru na zachovanou ploténku třmínku. Maximální zvýšení tlaku činí 10 dB při frekvenci 7 kHz, což je oproti modelu ucha bez bubínku a středoušních kůstek (ploténka třmínku není zachována) zhoršení o 5 dB.



Obr. 8.7: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Ploténka třmínku je zachována.

8.3.3 Vliv krytí okének na buzení bazilární membrány

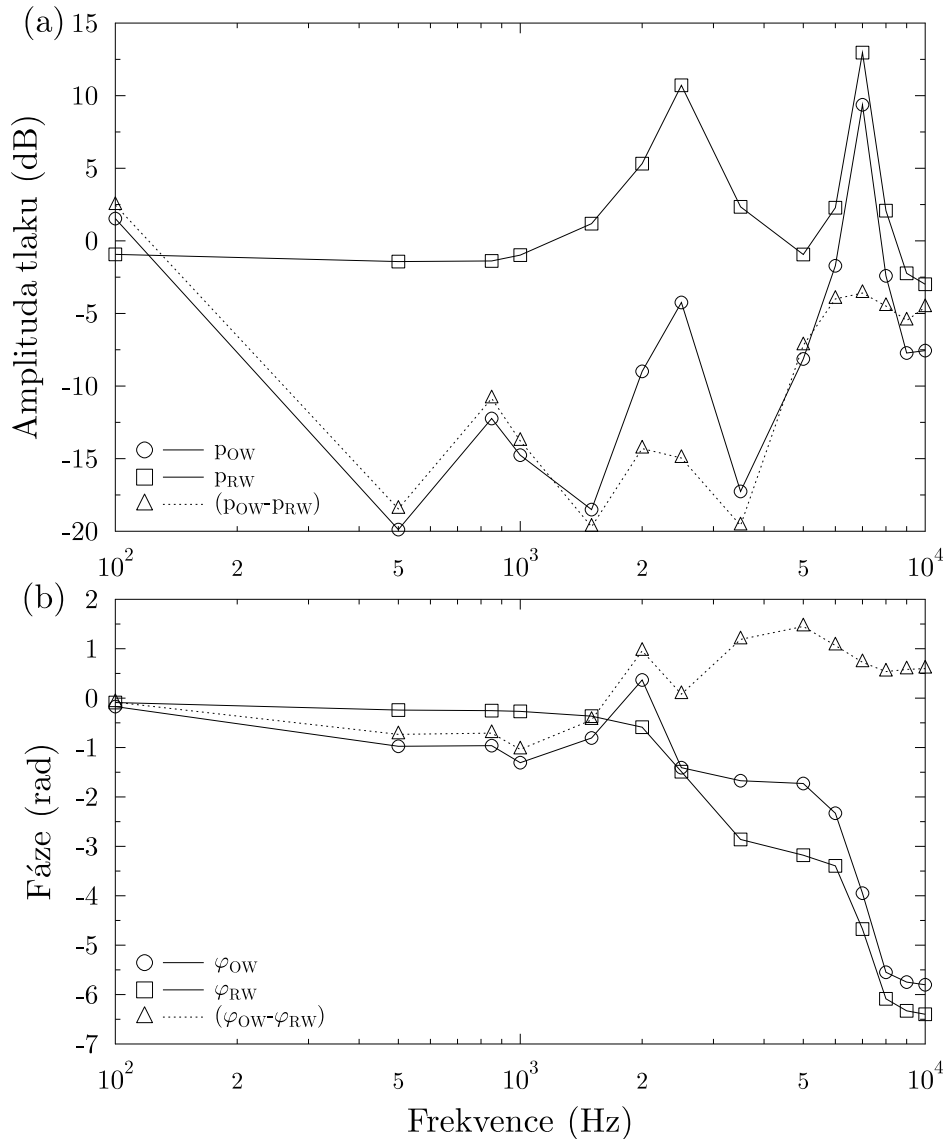
Z hlediska buzení bazilární membrány je rozhodující hodnota rozdílu tlaku za oválným a kulatým okénkem. Při tomto výpočtu by měly být uvažovány nejen amplitudy tlaku, ale i rozdíly s ohledem na průběh fází. Byly uvažovány dva typy materiálu krycí vrstvy. V prvním případě byl materiál krycí vrstvy totožný s materiálem bubínku, tab. A.1. Ve druhém případě byla na materiál krycí vrstvy použita chrupavka, pro jejíž modul pružnosti byla zvolena hodnota $E = 2\,200\text{ MPa}$, Poissonova konstanta $\mu = 0,4$.

Krytí oválného okénka, materiálem krytí je bubínek

Byl uvažován případ odstranění bubínku, středoušních kůstek a následné krytí oválného okénka. Krycí vrstva je tvořena bubínkem. Na obr. 8.8 je vykreslena frekvenční závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. V průběhu tlaku za oválným a kulatým okénkem jsou dvě maxima, které odpovídají druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2783 Hz a 7003 Hz). Druhé maximum na straně oválného okénka je značné. K vzestup tlaku zde dochází až o 30 dB. Tento vzestup mohl být způsoben krycí vrstvou oválného okénka, jejíž hmota změnila dynamické vlastnosti oválného okénka.

Na straně oválného okénka dochází k poklesu tlaku. Pokles tlaku je zapříčiněn zvýšením tuhosti membrány oválného okénka krycí vrstvou. Fázový posun φ_{MIN} mezi P_{OW} a P_{RW} je různé od nuly v celém frekvenčním pásmu. Rozdíl ve fázi se pohybuje

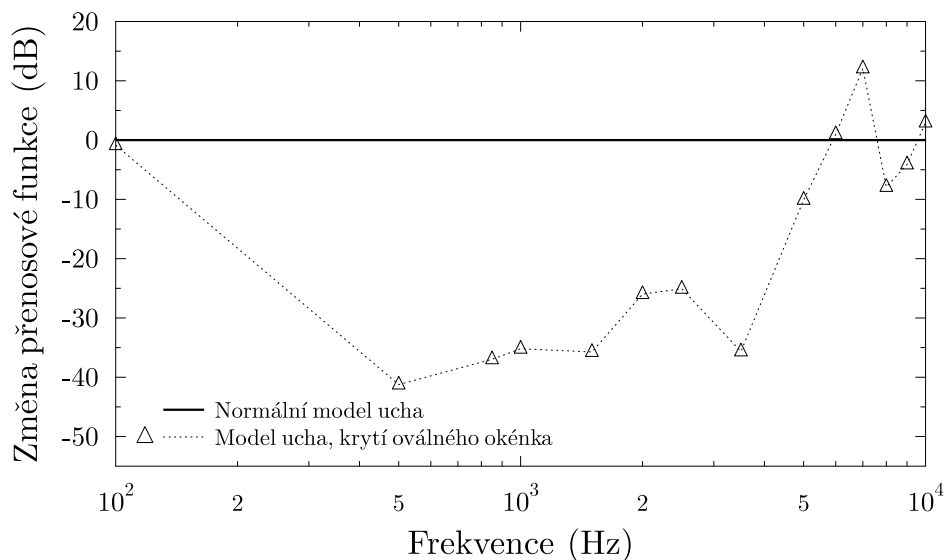
od hodnoty $-\pi$ po π , pak se budící síla působící na bazilární membránu vypočte dle rovnice (4.2). Budící síla působící na bazilární membránu má opačné znaménko, což naznačuje větší vliv tlaku na straně kulatého okénka. Maximální velikost budící síly je kolem 20 dB, průměrná hodnota činí 10 dB.



Obr. 8.8: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky bubínku). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla z rovnice (8.1). Za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku, středoušních kůstek, provedeno krytí oválného okénka (materiál

bubínku). Výsledný průběh přenosové funkce tlaku je na obr. 8.9. Dochází k výraznému poklesu tlaku mezi frekvencemi 0,2 – 5 kHz o hodnoty až 40 dB. U ostatních frekvencí není tento pokles tak velký, dochází dokonce i ke zlepšení o 10 dB při frekvenci kolem 6 kHz.



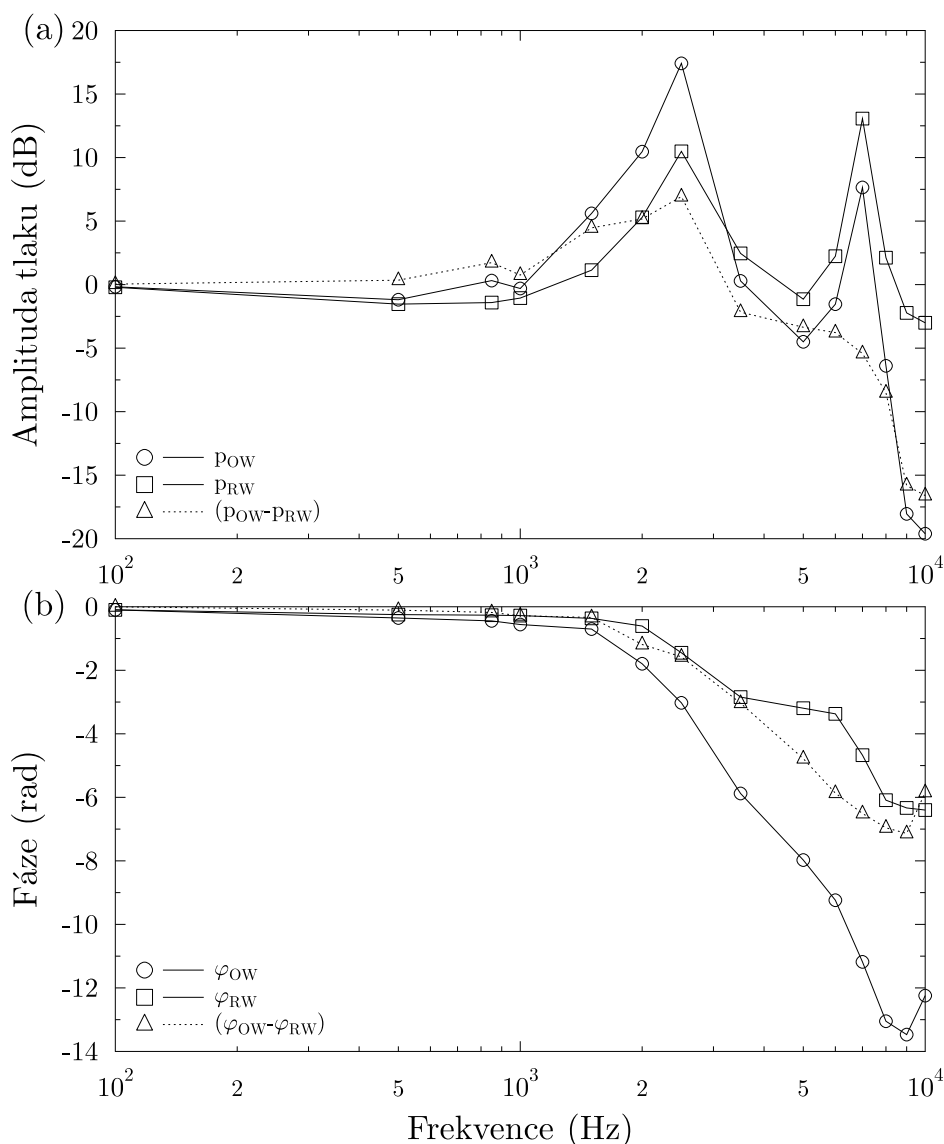
Obr. 8.9: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky bubínku).

Krytí oválného okénka, materiálem krytí je chrupavka

Byl uvažován případ odstranění bubínku, středoušních kůstek a následné krytí oválného okénka. Krycí vrstva je tvořena chrupavkou. Na obr. 8.10 je vykreslena frekvenční závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. Průběh tlaku za oválným a kulatým okénkem má dvě maxima odpovídající druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2793 Hz a 7003 Hz).

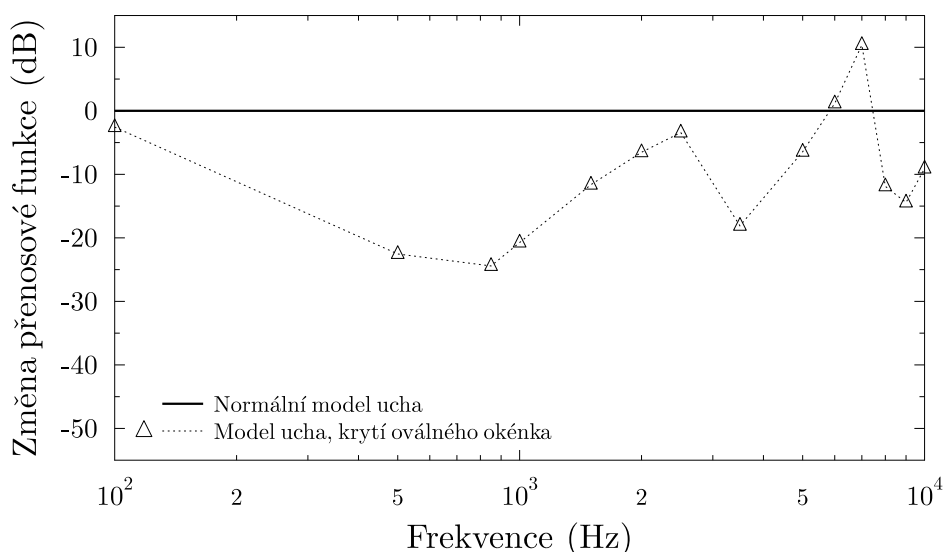
Zvolením větší tuhosti krycí vrstvy nedošlo k poklesu tlaku na straně oválného okénka, ale k jeho růstu. Tužší vrstva lépe přenáší vibrace akustické vlny. Vlna pak není pohlcena a přechází do prostoru za oválným okénkem. Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} je do frekvence 2 kHz téměř nulový. Pak dle rovnice (4.2) je budící síla působící na bazilární membránu minimální. Nad frekvencí 2 kHz je už fázový posun různý od nuly a budící síla zde nabývá své maxima. Maximální velikost je 20 dB při frekvenci 10 kHz.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla dle rovnice (8.1). Za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ



Obr. 8.10: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky chrupavky). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

odstranění bubínku, středoušních kůstek, provedeno krytí oválného okénka (materiál chrupavka). Průběh přenosové funkce tlaku je na obr. 8.11. Krytím oválného okénka dojde k poklesu přenosové funkce. Pokles není tak výrazný (maximum 25 dB) oproti krytí, kde byl použit materiál bubínku. Průměrný pokles přenosové funkce tlaku je 10 dB. Při frekvenci 7 kHz dochází k vzestupu přenosové funkce tlaku o 10 dB.



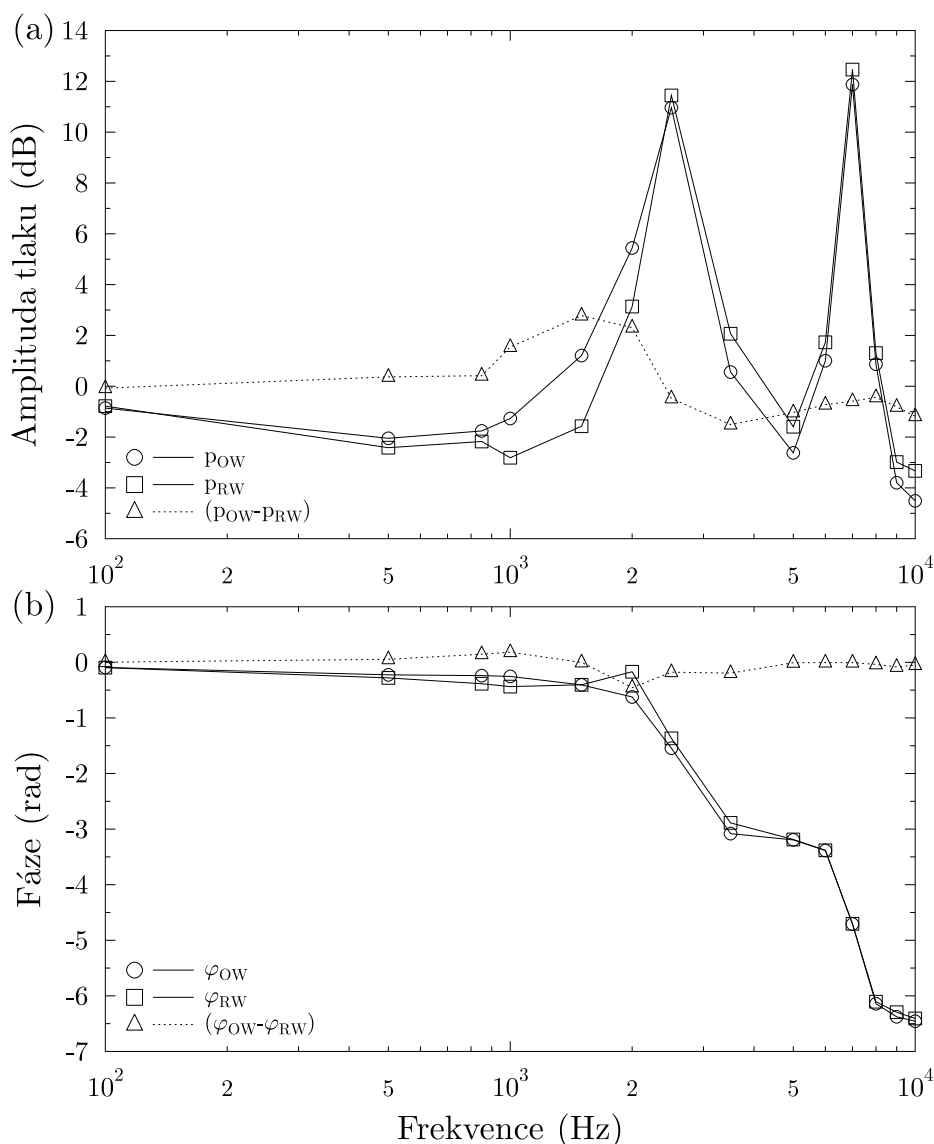
Obr. 8.11: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí oválného okénka (materiálové charakteristiky chrupavky).

Krytí kulatého okénka, materiálem krytí je bubínek

Byl uvažován případ odstranění bubínku, středoušních kůstek a následné krytí kulatého okénka. Krycí vrstva je tvořena bubínkem. Na obr. 8.12 je vykreslena frekvenční závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. Průběh tlaku za oválným a kulatým okénkem má dvě maxima odpovídající druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2793 Hz a 7003 Hz).

Z průběhu tlaku za kulatým okénkem nedošlo k jeho předpokládanému poklesu. Tento nízký pokles by mohl být vysvětlen menší tuhostí kulatého okénka oproti okénku oválnému (kulaté okénko má 10x menší tuhost než okénko oválné). Krycí vrstva kulatého okénka dostatečně nezvýší jeho tuhost a to se i přes tento zásah dobře poddává působícímu akustickému tlaku. Tlak za kulatým okénkem kopíruje průběh tlaku za okénkem oválným. Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} se blíží k nule v celém frekvenčním pásmu. Dle rovnice (4.2) je budící síla působící na bazilární membránu minimální. Maximální hodnota budící síly je 5 dB.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla dle rovnice (8.1), kde za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku, středoušních kůstek, provedeno krytí kulatého okénka (materiál bubínek). Průběh přenosové funkce tlaku je na obr. 8.13. Krytím kulatého okénka dochází k poklesu přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha. Pokles činí až 45 dB. Průměrný pokles ve frekvenčním pásmu od 0,2 – 5 kHz činí 25 dB.

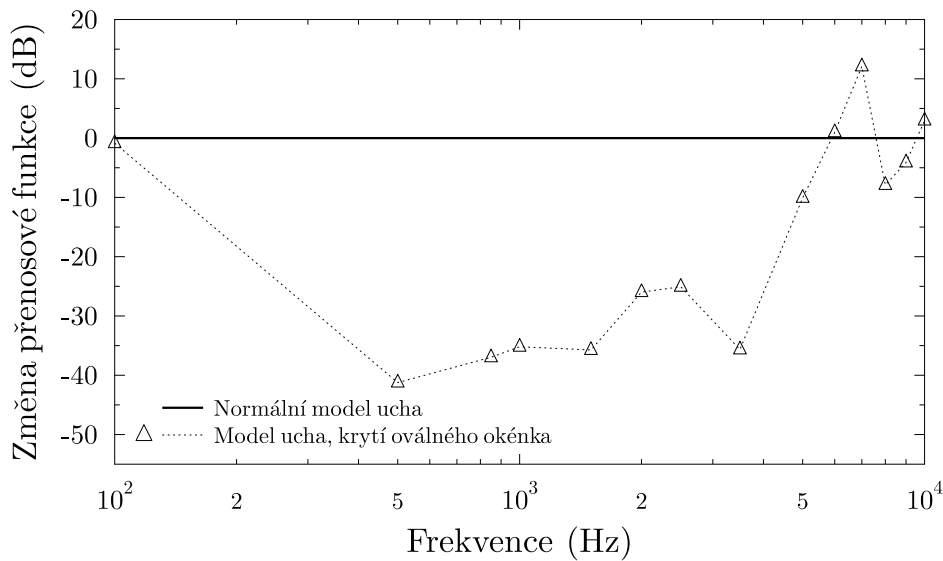


Obr. 8.12: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky bubínku). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

Zlepšení nastává až od frekvence 6 kHz. Tento vzrůst o 10 dB by mohl být vysvětlen rezonancí zevního zvukovodu a středoušního prostoru, která zesiluje tlak působící na membrány okének kochley.

Krytí kulatého okénka, materiálem krytí je chrupavka

Byl uvažován případ odstranění bubínku, středoušních kůstek a následné krytí kulatého okénka. Krycí vstrva je tvořena chrupavkou. Na obr. 8.14 je vykreslena závislost

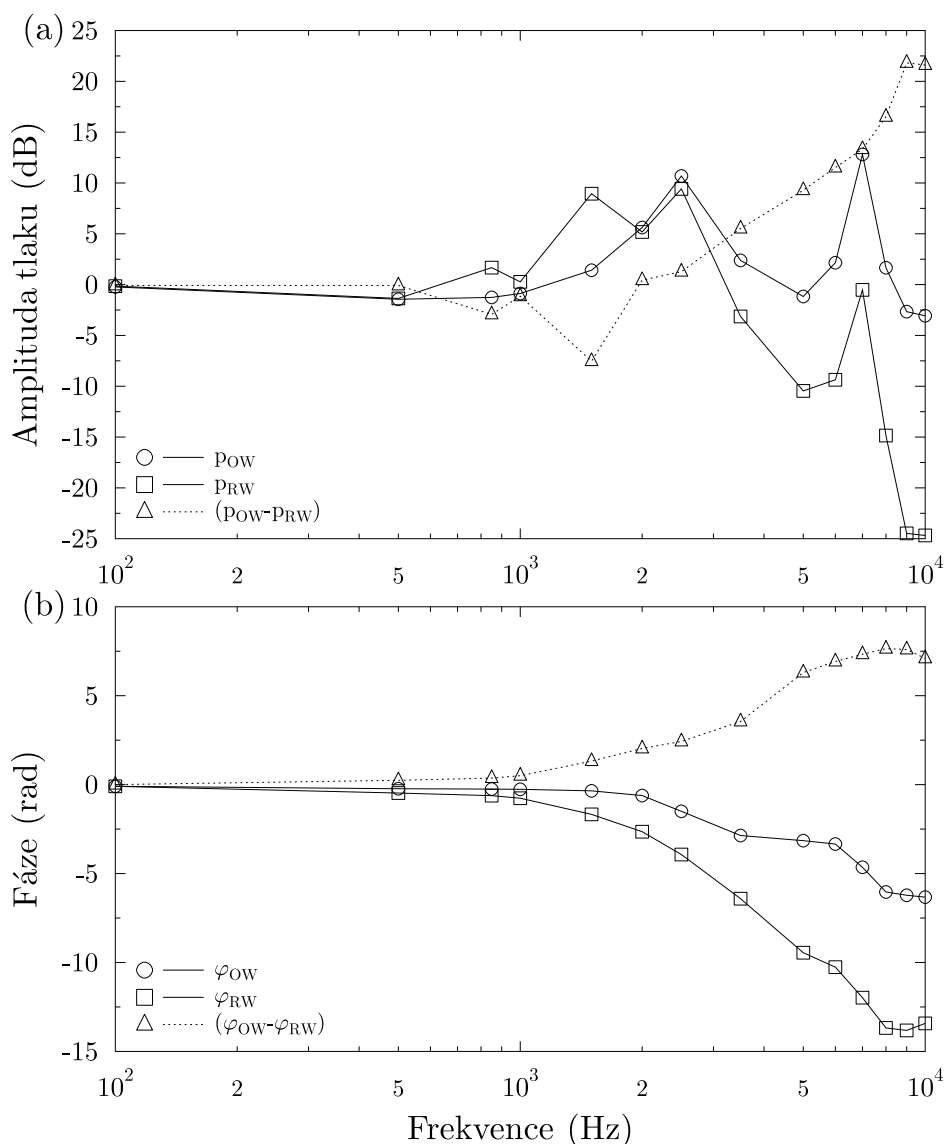


Obr. 8.13: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky bubínku).

tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. Průběh tlaku za oválným okénkem má dvě maxima, které odpovídají druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušní soustavy. V průběhu tlaku za kulatým okénkem lze nalézt tyto maxima tři. Maxima odpovídají prvním třem vlastním frekvencím zevního zvukovodu a středoušní soustavy. První maximum u kulatého okénka by se dalo vysvětlit změnou dynamické vlastnosti soustavy kulaté okénko - krycí vrstva, které se pak projevilo u prvního tvaru kmitu zevního zvukovodu a středoušního prostoru.

Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} je do frekvence 1 kHz přibližně nulový a budící síla dle rovnice (4.2) je minimální. Nad 1 kHz je fázový posun různý od nuly a narůstá s frekvencí. Budící síla působící na bazilární membránu zde také narůstá. Maximální hodnota 20 dB se objevuje při frekvenci 9 – 10 kHz.

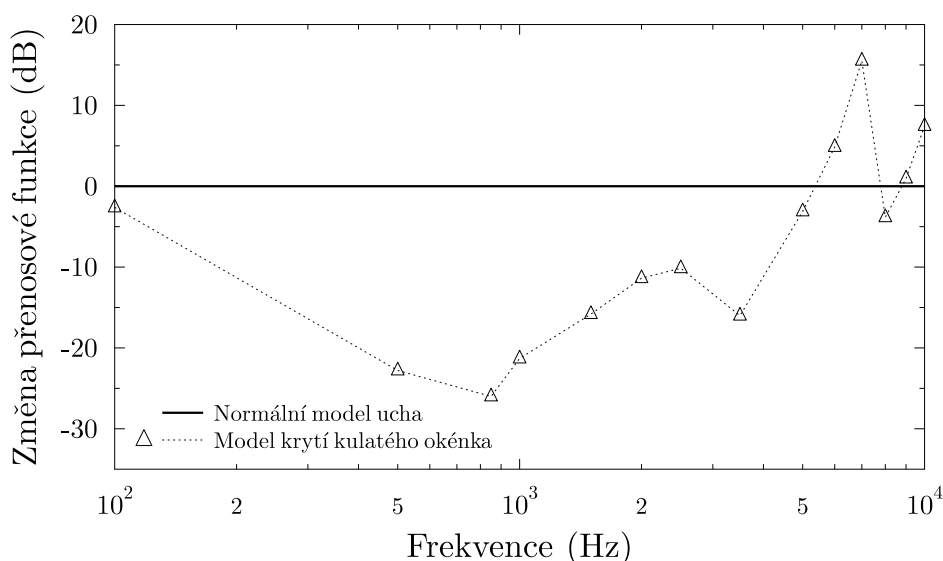
Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla dle rovnice (8.1), kde p_c je akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku, středoušních kůstek, provedeno krytí kulatého okénka (materiál chrupavka). Průběh přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha je na obr. 8.15. Zvýšením tuhosti krycí vrstvy došlo k menšímu poklesu změny tlaku oproti normálnímu modelu ucha. Maximální pokles činí 25 dB při frekvenci 900 Hz. Zlepšení má širší frekvenční pásmo než u krytí, kde použitým materiálem je bubínek. Zlepšení se objevuje už od frekvence 5 kHz a trvá, vyjma malého poklesu 2 – 4 dB u frekvence kolem 8 kHz, do konce sledovaného frekvenčního pásma.



Obr. 8.14: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky chrupavky). (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

Krytí oválného a kulatého okénka

Krytím obou okének došlo ke zvýšení jejich tuhosti. Akustická vlna nemá dostatečnou energii k vybuzení pohybu okének. Nedochozí tak k žádné změně tlaku uvnitř kochley. Ve sledovaných místech za oválným a kulatým okénkem byla vypočítána nulová změna tlaku. Výsledky nebyly pro tento případ z jmenovaných důvodů vykresleny.



Obr. 8.15: Srovnání přenosové funkce tlaku pro normální model ucha a pro model s odstraněným bubínkem a středoušními kůstkami. Krytí kulatého okénka (materiálové charakteristiky chrupavky).

8.3.4 Změna přenosové funkce pro případ zamezení pohybu okének

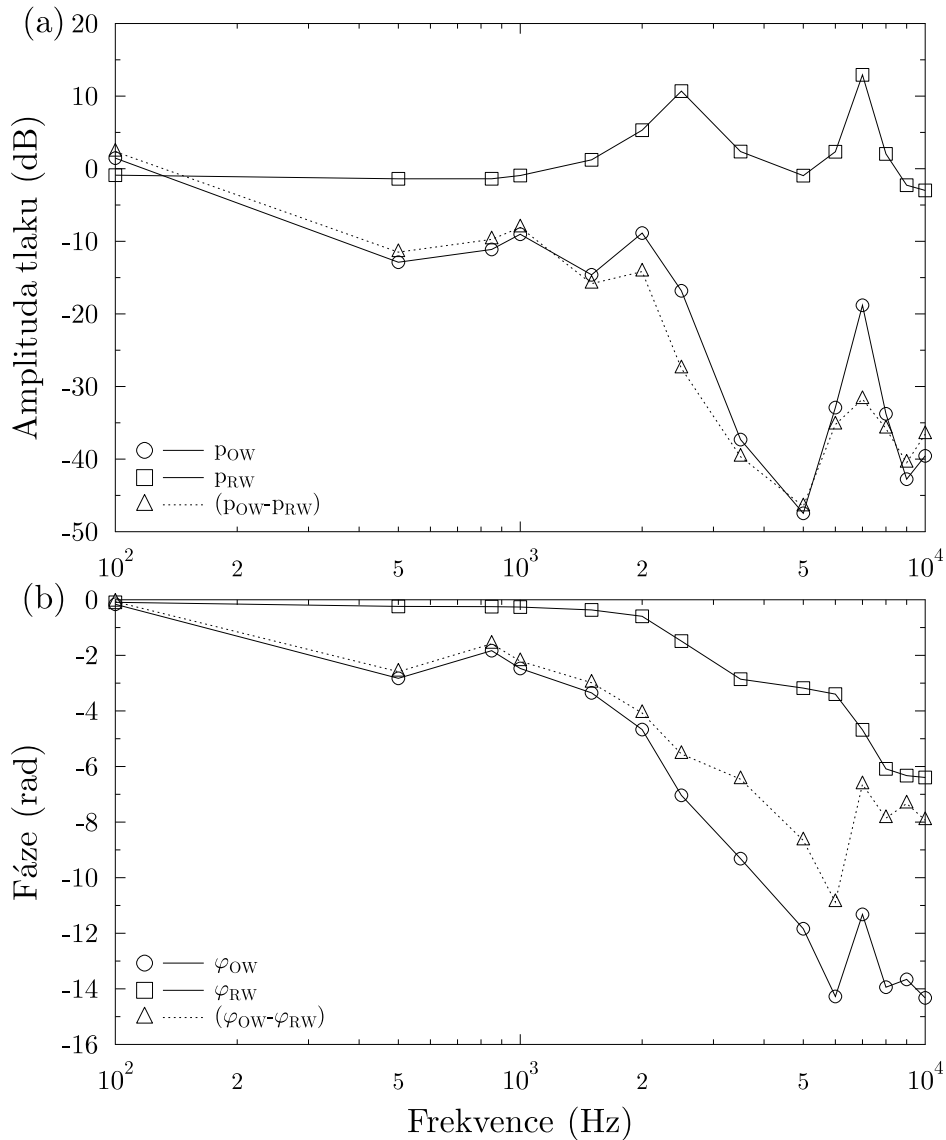
Zamezení pohybu oválného okénka

Zamezení pohybu oválného okénka přestane procházet akustický tlak přes tuto membránu, oválné okénko nekmitá. Položíme tedy tlak za oválným okénkem rovno nule, $p_{OW} = 0$. Pak rovnice (4.2) přejde na tvaru

$$A_F(f) = -D \cdot p_{RW}. \quad (8.2)$$

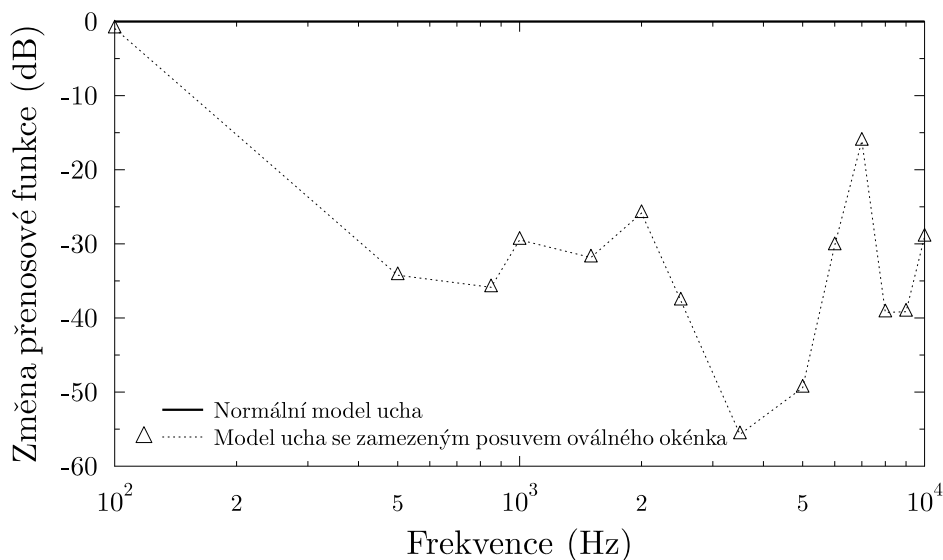
Na obr. 8.14 je vykreslena závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. Průběh tlaku za kulatým okénkem má dvě maxima odpovídající druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2793 Hz a 7003 Hz).

Budící síla je dána jen tlakem, který působí skrze kulaté okénko. Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} je různý od nulový. Budící síla spočtená dle rovnice (8.2) by měla být rovna tlaku za kulatým okénkem. Z průběhu budící síly tomu tak není. Hodnota budící síly působící na bazilární membránu narůstá v celém frekvenčním pásmu. Nárůst působící síly způsobují složité děje, které se odehrávají v kochle. Dochází k odrazům akustických vln od stěny kochley a jejich vzájemné superponování. Konstanta D v sobě zahrnuje tyto děje a lze ji vyčíslit pro jednotlivé frekvence ze známého tlaku za kulatým okénkem a výsledné budící síly. Dá se usuzovat, že konstanta D je funkcí frekvence, $D(f)$.



Obr. 8.16: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl ($p_{OW} - p_{RW}$). Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílu tlaků působících na bazilární membránu. Zamezení posuvu oválného okénka. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla dle rovnice (8.1). Za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek, provedeno zamezení posuvu oválného okénka. Průběh přenosové funkce je na obr. 8.17. Dochází k poklesu v celém sledovaném frekvenčním pásmu. Hodnota poklesu dosahuje až hodnoty 55 dB. Průměrný pokles činí 35 dB.



Obr. 8.17: Srovnání frekvenční závislosti pro kompletní model ucha a pro model s odstraněnými středoušními kůstkami, bubínkem. Zamezení posuvu oválného okénka.

Zamezení pohybu kulatého okénka

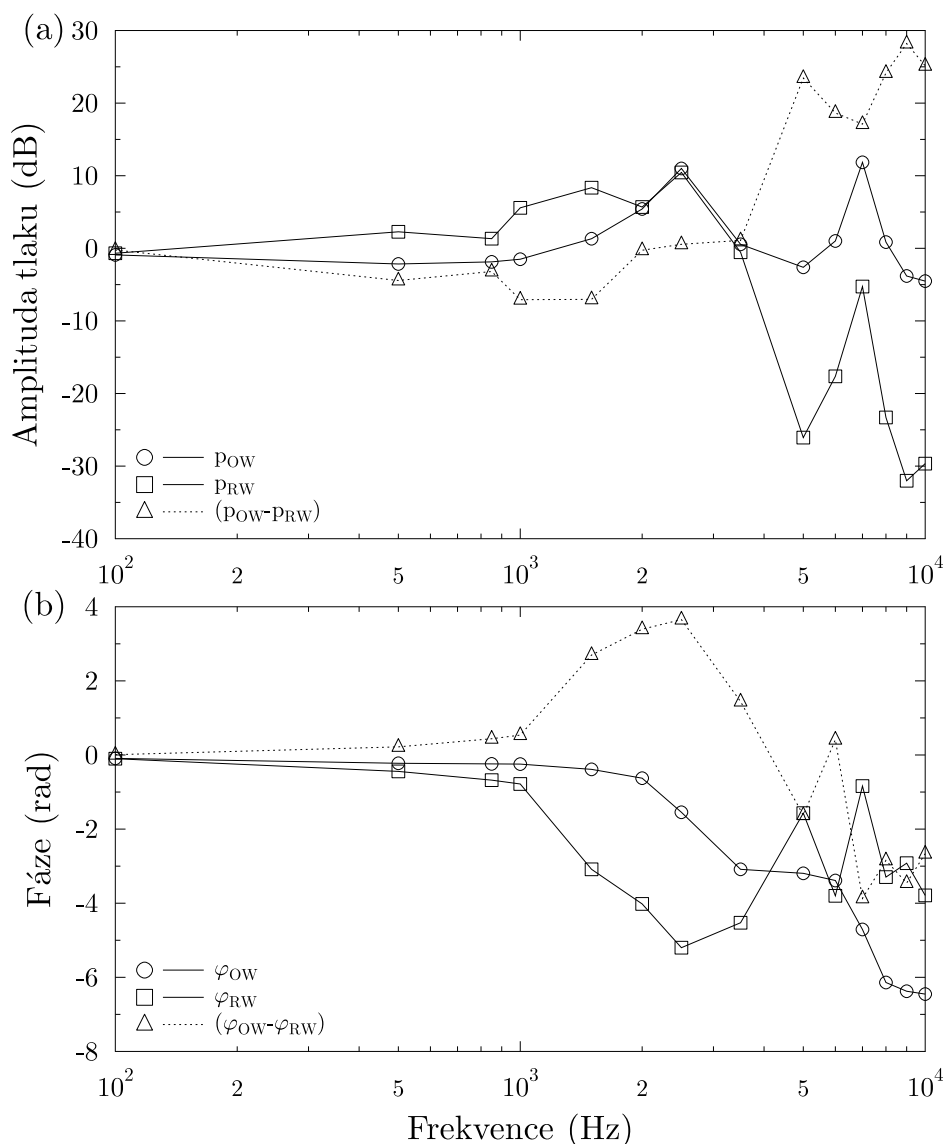
Zamezení pohybu kulatého okénka přestane procházet akustický tlak přes tuto membránu, kulaté okénko nekmitá. Položíme tedy tlak za kulatým okénkem rovno nule, $p_{RW} = 0$. Pak rovnice (4.2) přechází na tvar

$$A_F(f) = D \cdot p_{OW}. \quad (8.3)$$

Na obr. 8.18 je vykreslena závislost tlaku a fáze za oválným a kulatým okénkem. Průběh tlaku za oválným okénkem má dvě maxima odpovídající druhé a třetí vlastní frekvenci zevního zvukovodu a středoušního prostoru (2793 Hz a 7003 Hz).

Fázový posun φ_{MIN} mezi p_{OW} a p_{RW} je do frekvence 1 kHz blízký nule. Budící síla působící na bazilární membránu je tedy minimální. Nad frekvencí 1 kHz je fázový posun různý od nuly a dochází k růstu budící síly s frekvencí. Vliv mechanismů v kochleě při blokování kulatého okénka je patrně menší než při blokování okénka oválného. Výsledná budící síla není rovna tlaku působící ze strany oválného okénka, rozdíl je obsažen v konstantě D .

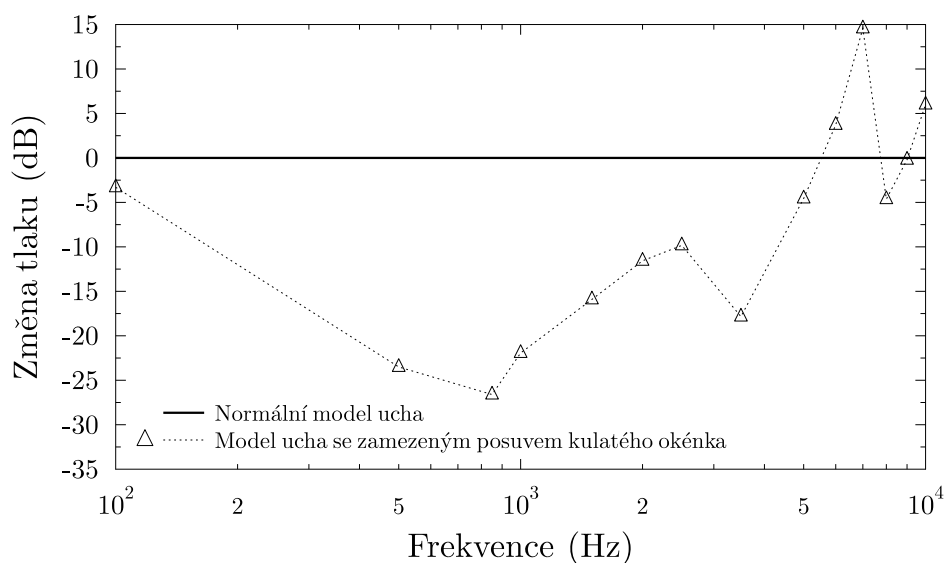
Změna přenosové funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha se vypočetla dle rovnice (8.1). Za tlak p_c se dosadil akustický tlak za oválným okénkem pro případ odstranění bubínku a středoušních kůstek, provedeno zamezení posuvu kulatého okénka. Průběh přenosové funkce je na obr. 8.19. Pokles není tak výrazný jako v případě blokování oválného okénka. Maximální hodnota poklesu je 25 dB. Zlepšení nastává od frekvence 5 kHz, zlepšení je až 15 dB.



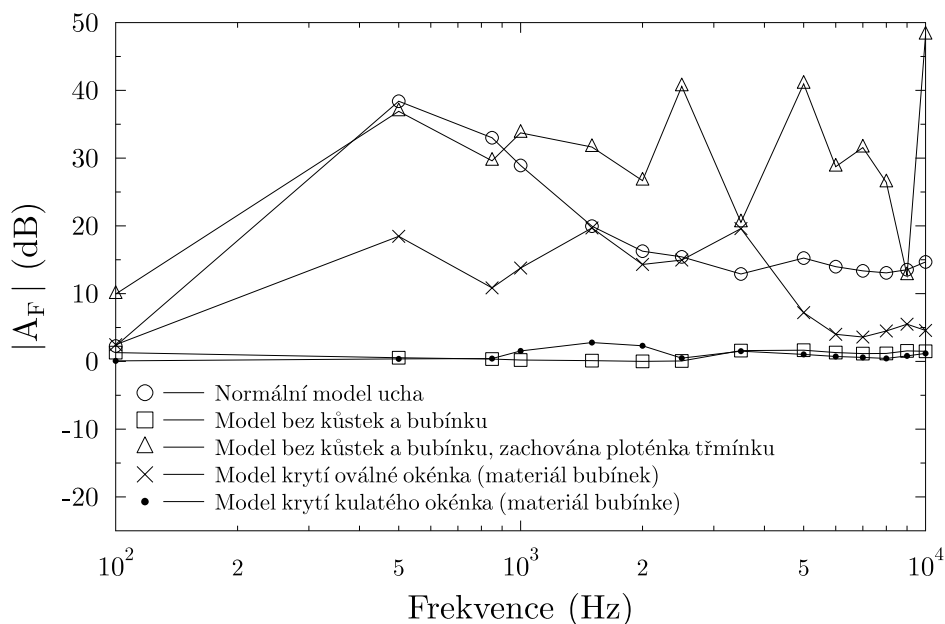
Obr. 8.18: Frekvenční závislost tlaku za oválným okénkem p_{OW} , kulatým okénkem p_{RW} a jejich rozdíl $(p_{OW} - p_{RW})$. Vliv odstranění bubínku a středoušních kůstek na hodnotu rozdílů tlaků působících na bazilární membránu. Zamezení posuvu kulatého okénka. (a) Amplituda tlaku; (b) Fáze.

8.4 Porovnání budící síly působící na bazilární membránu pro jednotlivé modely ucha

Budící síla působící na bazilární membránu určuje velikost její odezvy. Předpokládá se, že čím větší je budící síla, tím větší je i odezva bazilární membrány. Na obr. 8.20 je vykreslena závislost budící síly na frekvenci pro normální model ucha, model ucha bez bubínku a středoušních kůstek, model bez bubínku a středoušních kůstek se zachovanou ploténkou třmínku, krytí oválného a kulatého okénka (materiál bubínku).

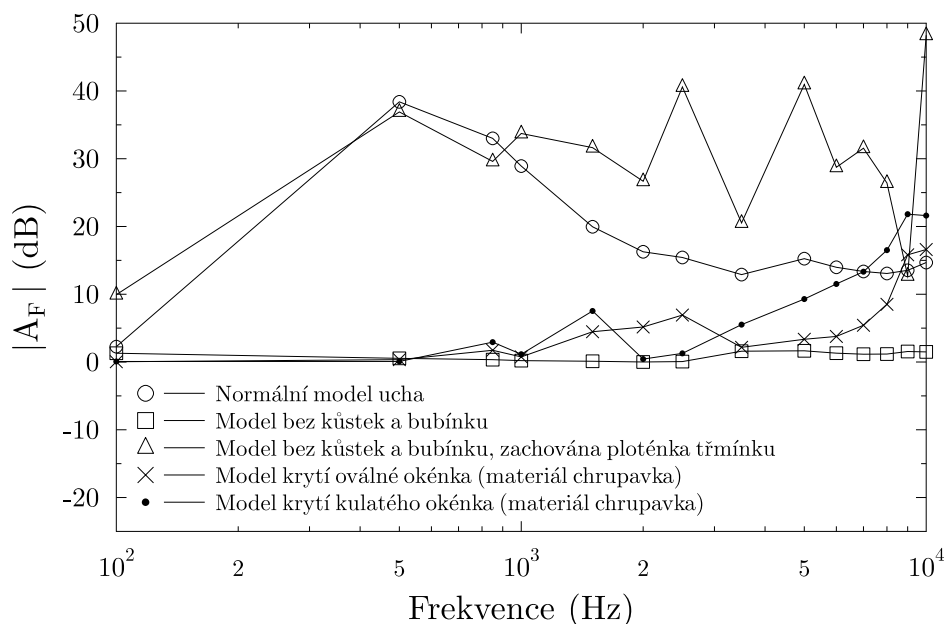


Obr. 8.19: Srovnání frekvenční závislosti pro kompletní model ucha a pro model s odstraněnými středoušními kůstkami, bubínkem. Zamezení posuvu kulatého okénka.



Obr. 8.20: Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.

Porovnáním průběhu budící síly s normálním modelem ucha vychází nejlépe model se zachovanou ploténkou třmínku, zlepšení od frekvence 1 kHz až o 20 dB. Krytím oválného okénka klesne budící síla o 15 dB v celém frekvenčním pásmu. Model krytí

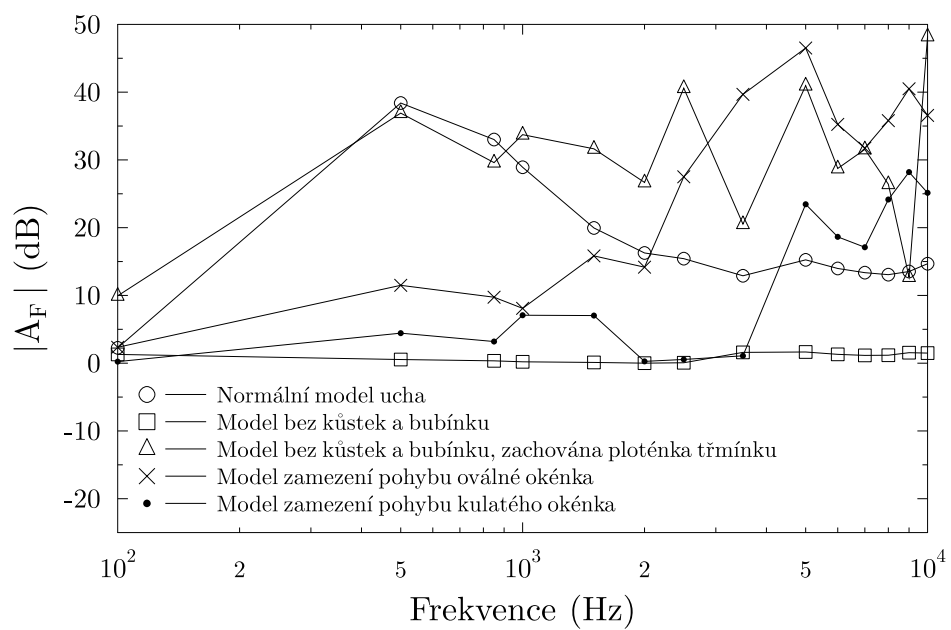


Obr. 8.21: Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.

kulatého okénka nepředstavuje žádné zlepšení, hodnoty budící síly jsou podobné jako by kulaté okénko kryté nebylo vůbec.

Na obr. 8.21 je vykreslena závislost budící síly na frekvenci pro normální model ucha, model ucha bez bubínku a středoušních kůstek, model bez bubínku a středoušních kůstek se zachovanou ploténkou třmínku, krytí oválného a kulatého okénka (materiál chrupavka). Porovnáním krytí oválného a kulatého okénka s model normálního ucha dochází k nárůstu budící síly až při frekvenci nad 8 kHz. Do frekvence 8 kHz je budící síla minimální. Průběh modelu se zachovanou ploténkou třmínku je shodný jako v předešlém případě.

Budící síla působící na bazilární membránu určuje velikost její odezvy. Předpokládá se, že čím větší je budící síla, tím větší je i odezva bazilární membrány. Na obr. 8.22 je vykreslena závislost budící síly na frekvenci pro normální model ucha, model ucha bez bubínku a středoušních kůstek, model bez bubínku a středoušních kůstek se zachovanou ploténkou třmínku, zamezení pohybu oválného a kulatého okénka. Zamezením pohybu oválného okénka dochází k nárůstu budící síly až 30 dB oproti normálnímu modelu ucha. Vzestup budící síly je zaznamenán od frekvence 2 kHz. Zamezením pohybu kulatého okénka došlo k růstu od frekvence 4 kHz a to o hodnoty až 25 dB.



Obr. 8.22: Frekvenční závislost budící síly působící na bazilární membránu. Vykreslena absolutní hodnota budící síly.

9 ZÁVĚR

Práce využila existující MKP model lidského ucha. Na modelu byly provedeny změny v materiálových charakteristikách jednotlivých částí ucha podle nejnovější literatury. Výsledkem byla konfrontace frekvenční závislosti tlaku za oválným okénkem s různými autory. Výsledky se s autory dobře shodovaly. Byla také ověřena funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru. Při ověřování této funkce byl zjištěn vliv parametru tlumení a pohltivosti stěn na maximální kmity postupné vlny. Parametr pohltivosti nebyl v literatuře dohledán. Výpočet tohoto parametru je tedy velmi složitý. Jeho hodnota totiž závisí jak na tloušťce stěny (h), tak na absorpci materiálu (DU), $MU = f(DU, h)$. Pro zjištění parametru pohltivosti by bylo dobré použít metodu hraničních prvků.

Aby se zjistil vliv oválného a kulatého okénka, byly na modelu ucha provedeny změny. Byl odstraněn bubínek a středoušní kůstky (bez a s ponechanou ploténkou třmínku). Provedlo se samostatné krytí oválného a kulatého okénka elastickou tkání s mechanickými vlastnostmi bubínku a chrupavky. Byl zamezen pohyb membrán jednotlivých okének. Na těchto modelech byla provedena harmonická analýza a byl sledován průběh tlaků za oválným a kulatým okénkem. Z průběhu těchto tlaků byla vypočtena změna přenosové funkce a vyvozen vliv budící síly působící na bazilární membránu.

Porovnáním budících sil jednotlivých modelů s normálním modelem ucha vyšel nejlépe model se zachovanou ploténkou třmínku, kde velikost budící síly byla totožná nebo větší oproti modelu normálního ucha. Použitý materiál bubínku jako krycí vrstvy se osvědčil při krytí oválného okénka do frekvencí 5 kHz. Nad touto frekvencí docházelo spíše k poklesu budící síly. Použití bubínku jako krycí vrstvy u kulatého okénka se neosvědčilo. Krycí vrstva z chrupavky se u oválného a kulatého okénka osvědčila při frekvencích nad 5 kHz. Pod touto frekvencí byla velikost budící síly působící na bazilární membránu minimální.

Zamezením pohybu okének došlo k výraznému zlepšení budící síly u oválného okénka od frekvence 2 kHz. U kulatého okénka nebyla budící síla tak výrazná a růst se objevoval až při vysokých frekvencích.

Budící sílu je však také dobré porovnávat se změnou přenosové funkce tlaku. Neplatí zde přímá úměra, že s velkou budící silou působící na bazilární membránu vzrůstá přenosová funkce tlaku oproti normálnímu modelu ucha. Ve skutečnosti došlo ve všech případech k poklesu přenosové funkce tlaku. K nejmenšímu poklesu přenosové funkce došlo v případě krytí oválného okénka chrupavkou (-22 dB). Nejhůře dopadlo zamezení pohybu oválného okénka (-55 dB). U všech upravených modelů ucha, vyjma modelu se zamezeným pohybem oválného okénka, došlo k vzrůstu (od 10 do 15 db) přenosové funkce kolem frekvence 7 kHz, což je třetí vlastní frekvence

zevního zvukovodu a středoušního prostoru. Tato rezonance má jasný pozitivní vliv na přenosovou funkci tlaku.

S uvážením na velikost budící síly a průběh přenosové funkce tlaku jsou nejlepšími modely model krytí oválného okénka (použitý materiál chrupavka) a model se zamezeným pohybem kulatého okénka.

Pro ověření této volby je doporučeno zjistit frekvenční závislost maximální výchylky kmitu postupné vlny bazilární membrány a porovnat s průběhem budící síly a přenosovou funkcí tlaku.

LITERATURA

- [1] ANSYS, Inc.: *ANSYS, Inc. Theory Reference*. [ANSYS Release 9.0], Canonsburg, PA, 2004. Dostupné z URL: www1.ansys.com/customer/content/documentation/90/ansys/a_thry90.pdf
- [2] ANSYS, Inc.: *Release 11.0 Documentation for ANSYS*. [ANSYS Release 11.0], Canonsburg, PA, 2004. Dostupné z URL: <http://www.kxcad.net/ansys/ANSYS/ansyshelp/ansys.set.html>
- [3] ČERVENÝ, VLASTISLAV: *Jednoduché procedury pro Fourierovu a Hilbertovu transformaci*. [Sborník referátů „Teorie a počítače v geofyzice“], díl 5, Loučná, 1975. s. 178-187.
- [4] DUŠEK, Daniel: *Modelování mechaniky lidského sluchu pomocí MKP*. [Diplomová práce], Brno, 2006. 170 s.
- [5] DUŠEK, D., PELLANT, K.: *Numerical simulation of the human cochlea*. [Engineering Mechanics 2004, National Conference], Svratka, 2004. 6 s.
- [6] GAN, Z. R., FENG, B., SUN, Q.: *Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission*. [Ann. Biomed. Eng.], 2004;32(6). s. 847-859.
- [7] GAN, Z. R., REEVES P. B., WANG X.: *Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea*. [Ann. Biomed. Eng.], 2007;35(12). s. 2180-2195.
- [8] GAN, Z. R., SUN, Q., FENG, B., WOOD, W. M.: *Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear—Pressure distributions*. [Med. Eng. Phys.], 2006;28(5). s. 395-404.
- [9] JANDL: *Modelování transmise zvuku do oblasti vnitřního ucha*. [Diplomová práce], FSI, Brno, 2004. 55 s.
- [10] JANÍČEK, Přemysl: *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniku-hledání souvislostí I*. Brno: CERM, 2007. 1380 s. ISBN 987-80-7204-555-6.
- [11] KUKAČKA, M., NAVARA, M.: *Matematický model šíření zvuku ve vnitřním uchu*. [Výzkumná zpráva], Praha, 30. listopadu 2000. 32 s. Dostupné z URL: ftp://cmp.felk.cvut.cz/pub/cvl/articles/navara/TR_ucho00.pdf.gz
- [12] LEE, C-F., CEN R-P., LEE, J-W., CEN, H-J., LIU, C-T.: *Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis*. [Biomed. Eng.], 2006;18(5). s. 214-221.

- [13] LIM, S. Y., PARK, Se-Ik, KIM H. Y., OH, H. S., KIM, J. S.: *Three-dimensional analysis of electrode behavior in a human cochlear model*. [Med. Eng. Phys.], 2005;27(8). s. 695-703.
- [14] MERCHANT, N. S., ROSOWSKI J. J., McMENNA, J. M.: *Tympanoplasty*. [Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery], 2003;14(4). s. 224-236.
- [15] PEJCHAL, Petr: *Modelování šíření zvuku ve vnějším zvukovodu*. [Diplomová práce], Brno, [2003]. 59 s.
- [16] SCHNECK, J. D., BRONZINO D. J.: *Biomechanics: principles and applications*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2003. 300 s. ISBN 0-8493-1492-5.
- [17] SEDLÁČEK, Karel: *Základy audiologie*. Praha: SZN, 1956. 517 s. ISBN 0-07-005877-6.
- [18] SKRODZKA, B., Ewa: *Mechanical passive and active models of the human basilar membrane*. [Applied Acoustics], 2005;66(12), s. 1321-1338.
- [19] SPECTOR, A. A., BROWNELL, E. W., POPEL, S. A.: *Nonlinear active force generation by cochlear outer hair cell*. [J. Acoust. Soc. Am.], 1999;105(4). s. 2414-2420.
- [20] SYKA J., VOLDŘICH L., VRABEC F.: *Fyziologie a patofyziologie zraku a sluchu*. Praha: Avicenum, 1981. 324 s.
- [21] URBAN, B. Willi: *Middle-ear Mechanics: The Dynamic Behavior of the Incudo-Malleolar Joint and its Role During the Transmission of Sound*. [Disertační práce], Curych, 2003. 162 s.
- [22] VOSS E., ROSOWSKI J. J., PEAKE T. W.: *Is the pressure difference between the oval and round windows the effective acoustic stimulus for the cochlea?* [J. Acoust Soc. Am.], 1996;100(3). s. 1602-1616
- [23] WADA, Hiroshi: *Middle ear mechanics from the standpoint of dynamics*. [7th International Congress on Sound and Vibration], Německo, 2000. 8 s.
- [24] WATTS, Lloyd: *Cochlear Mechanics: Analysis and Analog VLSI*. [Doktorská práce, online], CIT Pasadena, 1993. 173 s. Dostupné z URL: <http://www.lloydwatts.com/thesis.pdf>
- [25] URL: <http://www.fbmi.cvut.cz/esf-realizovane/nw.fbmi.cvut.cz/esf/laborator-rehabilitacniho-inzenyrstvi/default.htm>

- [26] URL: <http://audilab.bmed.mcgill.ca/AudiLab/ear.html>
- [27] URL: <http://nf.duseknet.com/uvod.htm>
- [28] URL: kabinet.fyzika.net/dilna/akustika/letem-akustickym-svetem.php

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

A_F	budící síla (tlak) [dB]
b	Rayleigho parametr tlumení [s]
c	rychlost zvuku [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
C	koeficient [-]
D	koeficient[-]
E_{ij}	Youngův modul pružnosti [Pa]
f	frekvence [Hz]
G_{ij}	Modul pružnosti ve smyku [Pa]
K	objemový modul pružnosti [Pa]
p	akustický tlak [Pa]
p_0	amplituda tlaku [Pa]
p_a	atmosférický tlak [Pa]
p_c	akustický tlak v kochlee [Pa]
p_z	akustický tlak v kochlee pro normální model ucha [Pa]
p_{OW}	akustický tlak za oválným okénkem [Pa]
p_{RW}	akustický tlak za kulatým okénkem [Pa]
r	poměr akustické impedance [-]
t	čas [s]
w_{OW}	objemová rychlost oválného okénka [$\text{m}^3\cdot\text{s}^{-1}$]
w_{RW}	objemová rychlost kulatého okénka [$\text{m}^3\cdot\text{s}^{-1}$]
Z	přenosová funkce změny tlaku [dB]
β	koeficient přenosu akustické energie [-]
κ	Poissonova adiabatická konstanta [-]
λ	vlnová délka [m]

μ_{ij} Poissonova konstanta [-]
 ρ hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
 φ fáze [rad]
 ω úhlová frekvence [$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$]
 Ω objekt
 $\Sigma(\Omega)$ systém podstatných veličin
 ∇ diferenciální operátor nabla
CNS centrální nervová soustava
FSI angl. výraz Fluid-Structure Interaction, prostředí ANSYS
IMPD angl. výraz Impedance, prostředí ANSYS
MDAMP angl. výraz modal damping ratio for mode shape, prostředí ANSYS
DMPRAT součinitel tlumení, prostředí ANSYS
MU zkratka pro koeficient tření v prostředí ANSYS

SEZNAM PŘÍLOH

A	Základní mechanické vlastnosti modelu	79
B	Program	83
	B.1 Zjištění spojitého fázového spektra a spojitého fázogramu	83
C	Vlastní frekvence ucha	85

A ZÁKLADNÍ MECHANICKÉ VLASTNOSTI MODELU

Tab. A.1: Mechanické vlastnosti středního ucha použité v MKP modelu.

Část	MKP model	Reference
Bubínek		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$1,2 \cdot 10^3$	[6], [7], [12], [26]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)		
Pars tensa	$1,0 \cdot 10^7 (E_x)$	[26]
Poissonova konstanta (-)	$0,3 (\mu_{xy})$	[26]
Pars flaccida	$0,74 \cdot 10^7 (E_x)$	[23]
Poissonova konstanta (-)	$0,3 (\mu_{xy})$	[23]
Kladívko		
Hustota (průměrná) ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$3,59 \cdot 10^3$	[6]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$1,41 \cdot 10^{10} (E_x)$	[6], [8], [12]
Poissonova konstanta (-)	$0,4 (\mu_{xy})$	[6], [8]
Kovadlinka		
Hustota (průměrná) ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$3,23 \cdot 10^3$	[6]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$1,41 \cdot 10^{10} (E_x)$	[6], [8], [12]
Poissonova konstanta (-)	$0,4 (\mu_{xy})$	[6], [8]
Třmínek		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$2,20 \cdot 10^3$	[6]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$1,41 \cdot 10^{10} (E_x)$	[6], [8], [12]
Poissonova konstanta (-)	$0,4 (\mu_{xy})$	[6], [8]
Kloub incudostapedial		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$1,20 \cdot 10^3$	[6]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$6 \cdot 10^5 (E_x)$	[6], [8], [23]
Poissonova konstanta (-)	$0,4 (\mu_{xy})$	[6], [8]
Manubrium		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$1,0 \cdot 10^3$	[6]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$4,7 \cdot 10^9 (E_x)$	[6], [8]
Poissonova konstanta (-)	$0,4 (\mu_{xy})$	[6], [8]
Vzduch		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	1,21	
Rychlost zvuku ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	343	

Tab. A.2: Mechanické vlastnosti vnitřního ucha použité v MKP modelu.

Část	MKP model	Reference
Bazilární membrána		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$1,2 \cdot 10^3$	[4], [18]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$1,9 \cdot 10^9$ (E_x) $2,0 \cdot 10^5$ ($E_y=E_z$) $8,5 \cdot 10^4$ ($G_{xy}=G_{yz}$) $7,3 \cdot 10^8$ (G_{xz})	[16]
Poissonova konstanta (-)	$0,3$ ($\mu_{xy} = \mu_{yz} = \mu_{xz}$)	[18]
Reissnerova membrána		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	$1,2 \cdot 10^3$	[4]
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$2,5 \cdot 10^5$ (E_x)	
Poissonova konstanta (-)	$0,3$ (μ_{xy})	
Perilymfa/endolymfa		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	1025	
Objemový modul pružnosti ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$2,36 \cdot 10^9$ (E_x)	
Rychlost zvuku ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	1520	
Oválné okénko		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	1200	
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$5,5 \cdot 10^6$ (E_x)	[7]
Poissonova konstanta (-)	$0,4$ (μ_{xy})	[8]
Kulaté okénko		
Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	1200	
Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	$5,5 \cdot 10^5$ (E_x)	[7]
Poissonova konstanta (-)	$0,4$ (μ_{xy})	[7]

Tab. A.3: Mechanické vlastnosti svalů a ligamentů použité v MKP modelu.

Ligamenty, svaly	Modul pružnosti v tahu ($\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$)	Reference
Lateral mallear ligament	$6,7 \cdot 10^6 (E_x)$	[6], [8]
Posterior incudal ligament	$6,5 \cdot 10^6 (E_x)$	[6], [8], [23]
Posterior stapedial tendon	$5,2 \cdot 10^7 (E_x)$	[6], [8]
Tensor tympani tendon	$2,6 \cdot 10^6 (E_x)$	[12], [23]
Superior mallear ligament	$4,9 \cdot 10^6 (E_x)$	[6], [8]
Anterior mallear ligament	$2,1 \cdot 10^7 (E_x)$	[23]
Stapedial annular ligament	$6,5 \cdot 10^4 (E_x)$	[23]

Tab. A.4: Hustota svalů a ligamentů použité v MKP modelu.

Ligamenty, svaly	Hustota ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)
Lateral mallear ligament	2 200
Posterior incudal ligament	2 200
Posterior stapedial tendon	2 200
Tensor tympani tendon	2 200
Superior mallear ligament	2 200
Anterior mallear ligament	2 200
Stapedial annular ligament	2 200

Tab. A.5: Parametry tlumení použité v MKP modelu.

Část	Rayleigho parametry tlumení	Reference
Bubínek	$b = 3,7 \cdot 10^{-5} \text{ s}$	[23]
Anterior mallear ligament	$b = 1,86 \cdot 10^{-5} \text{ s}$	[23]
Superior mallear ligament	$b = 1,0 \cdot 10^{-4} \text{ s}$	[12]
Posterior incudal ligament	$b = 1,86 \cdot 10^{-5} \text{ s}$	[23]
Kloub incudostapedial	$b = 5,0 \cdot 10^{-4} \text{ s}$	[23]
Bazilární membrána	$b = 3,7 \cdot 10^{-6} \text{ s}$	[18]
Reissnerova membrána	$b = 0,5 \cdot 10^{-4} \text{ s}$	[7]
Středoušní kůstky	$b = 0,75 \cdot 10^{-4} \text{ s}$	[6], [8]
Kochleární kapalina	$b = 1,0 \cdot 10^{-4} \text{ s}$	[12]

B PROGRAM

B.1 Zjištění spojitého fázového spektra a spojitého fázogramu

Při zpracování časových řad často působí potíže fakt, že fázové spektrum dostáváme v intervalu $\langle -\pi, \pi \rangle$, při přechodu hodnoty $-\pi$ či π se hodnota fázového spektra skokem mění o 2π . Má tedy fázové spektrum obvykle tvar řady různě skloněných úseků délky, ležící v uvedeném intervalu. Pro lepší přehlednost i pro některé další aplikace je zapotřebí odstranit uvedené nespojitosti a učinit z fázového spektra spojitou křivku. Toto je možno učinit pomocí podprogramu DRUM [3].

```
SUBROUTINE DRUM(LPHZ,PHZ)
  DIMENSION PHZ(1)
  PI=4.*ATAN(1.)
  PI2=2.*PI
  PJ=0
  DO 40 I=2,LPHZ
    IF (ABS(PHZ(I)+PJ-PHZ(I-1))-PI)40,40,10
10  IF(PHZ(I)+PJ-PHZ(I-1))20,40,30
20  PJ=PJ+PI2
    GO TO 40
30  PJ=PJ-PI2
40  PHZ(I)=PHZ(I)+PJ
  RETURN
END
```

V uvedeném podprogramu je PHZ na vstupu neupravené fázové spektrum s dimenzí LPHZ. Na výstupu je v PHZ uloženo spojité fázové spektrum. Podprogram DRUM samozřejmě selhává v případě, že komplexní spektrum S je pro některou frekvenci nulové a že hodnota fázového spektra se při přechodu tohoto bodu mění o π [3].

C VLASTNÍ FREKVENCE UCHA

Tab. C.1: Vlastní frekvence zevního ucha.

Mód	Frekvence [Hz]
1	2895
2	8132

Tab. C.2: Vlastní frekvence středoušního prostoru.

Mód	Frekvence [Hz]
1	2684
2	10406

Tab. C.3: Vlastní frekvence zevního zvukovodu a středoušního prostoru.

Mód	Frekvence [Hz]
1	1483
2	2783
3	7003
4	10391

Tab. C.4: Vlastní frekvence strukturální části středního ucha.

Mód	Frekvence [Hz]	Mód	Frekvence [Hz]
1	835	28	5435
2	1150	29	5593
3	1574	30	5764
4	1622	31	6082
5	1719	32	6134
6	1897	33	6176
7	2072	34	6545
8	2262	35	6672
9	2501	36	6680
10	2834	37	7210
11	2925	38	7246
12	3051	39	7464
13	3191	40	7539
14	3288	41	7644
15	3496	42	7870
16	3653	43	8131
17	3732	44	8226
18	3806	45	8508
19	3905	46	8590
20	4049	47	8833
21	4243	48	8957
22	4500	49	9262
23	4657	50	9277
24	4771	51	9460
25	4872	52	9601
26	4999	53	9804
27	5134	54	9998