



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

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

SPEKTRÁLNÍ VLASTNOSTI BAZILÁRNÍ MEMBRÁNY V KOCHLEY VNITŘNÍHO UCHA

SPECTRAL PROPERTIES OF BASILAR MEMBRANE IN THE COCHLEA OF THE INNER EAR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. LUKÁŠ JOZÍF

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. VOJTĚCH MIŠUN, CSc.

BRNO 2011

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2010/2011

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Lukáš Jozíf

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:

Spektrální vlastnosti bazilární membrány v kochley vnitřního ucha

v anglickém jazyce:

Spectral properties of basilar membrane in the cochlea of the inner ear

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Funkce kochley je založena na akustické vlně běžící v perilymfě podél bazilární membrány. Bazilární membrána má specifické spektrální a modální charakteristiky, které spolu s akustickou vlnou umožňují rozklad vstupního obecného akustického signálu do vnějšího ucha na jednotlivé frekvenční složky, které jsou pak odděleně vedeny do mozku.

Cíle diplomové práce:

Počítačově modelovat spektrální a modální vlastnosti bazilární membrány tak, aby její tvary kmitu měly pouze jedno výrazné maximum při jednotlivých rezonančních frekvencích.

Seznam odborné literatury:

Mišun V.: Vibrace a hluk. Skripta VUT FSI Brno, 2005.

Yost W.: Fundamentals of Hearing. Academic Press, New York, 2000.

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Vojtěch Mišun, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2010/2011.

V Brně, dne 16.11.2010

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

Abstrakt

Tato diplomová práce si klade za cíl ověření funkce kochley jako frekvenčního analyzátoru na základě výpočtového modelování makro-mechaniky v kochley metodou MKP. Zaměřuji se na zjištění spektra bazilární membrány, které je závislé na proměnnosti geometrie, materiálových charakteristik a přítomnosti kapalného prostředí. Vzájemné působení kapalné a tuhé fáze je popsáno interakcí tělesa s tekutinou v systému ANSYS. Model je lineární a neuvažuje aktivní činnost metabolických procesů. Dále se v práci zaměřuji na dekompozici zvuku a ověření dvou nejznámějších hypotéz o přenosu informace o frekvenci zvuku do mozku.

Abstract

This thesis aims to verify the function of the cochlea as a spectrum analyzer based on computational modeling of macro-mechanics of the cochlea using FEM. I aim to identify the spectrum of the basilar membrane, which is dependent on the variability of geometry, material characteristics and the presence of liquid environments. Interactions between liquid and solid phases is described by fluid-structure interaction in the system ANSYS. The model is linear and does not pursue an active policy of metabolic processes. Further the work focuses on the decomposition of the sound and check of two best known hypotheses about the transmission frequency of the sound to the brain.

Klíčová slova

Bazilární membrána, interakce tělesa s tekutinou, rozklad zvuku, polohový kód, časový kód, frekvenční selektivita

Key words

Basilar membrane, fluid structure interaction, decomposition of sound, place code, time code, frequency selectivity

Bibliografická citace

JOZÍF, L. *Spektrální vlastnosti bazilární membrány v kochley vnitřního ucha*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 58 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Vojtěch Mišun, CSc..

Prohlášení

Já, Lukáš Jozíf, prohlašuji, že svou diplomovou práci s názvem „Spektrální vlastnosti bazilární membrány v kochley vnitřního ucha“ jsem vypracoval samostatně za pomoci 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.

V Brně dne 11.5.2011

.....
Bc. Lukáš Jozíf

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucímu mé diplomové práce doc. Ing. Vojtěchu Mišunovi, CSc. za odborné vedení, připomínky a cenné rady při realizaci této práce.

OBSAH

| | |
|--|-----------|
| ÚVOD | 9 |
| 1. FORMULACE OBOROVÉHO PROBLÉMU | 10 |
| 1.1. Problémová situace:..... | 10 |
| 1.2. Cíle..... | 10 |
| 2. ANATOMICKÝ ÚVOD | 11 |
| 3. FYZIOLOGICKÝ ÚVOD | 14 |
| 3.1. Cortiho orgán a vláskové buňky..... | 14 |
| 3.2. Vláskové buňky | 15 |
| 3.3. Inervace vláskových buněk | 16 |
| 3.4. Kódování frekvence zvuku v nervové soustavě..... | 17 |
| 3.4.1. Polohový kód | 18 |
| 3.4.2. Časový kód..... | 18 |
| 3.5. Kódování informace o intenzitě zvuku v nervové soustavě | 19 |
| 3.5.1. Hypotéza o rychlosti výbojů | 19 |
| 3.5.2. Hypotéza o počtu aktivních neuronů | 20 |
| 4. INTERAKCE TĚLESA S TEKUTINOU | 21 |
| 5. TVORBA MODELU | 24 |
| 5.1. Prostorový model bazilární membrány | 24 |
| 5.2. Model bazilární membrány s akustickým prostředím | 29 |
| 5.2.1. Model materiálu | 30 |

| | |
|--|-----------|
| 5.2.2. Model geometrie | 32 |
| 5.2.3. Diskretizace modelu..... | 33 |
| 5.2.4. Okrajové podmínky..... | 34 |
| 6. VÝPOČTY | 35 |
| 6.1. Modální analýza | 35 |
| 6.2. Harmonická analýza..... | 37 |
| 6.2.1. Běžící vlna..... | 37 |
| 6.2.2. Harmonická analýza..... | 38 |
| 6.2.3. Tlumení | 42 |
| 6.2.4. Vliv tvaru kavity na spektrum..... | 44 |
| 6.2.5. Spektrum bazilární membrány v kochley | 45 |
| 6.3. Dekompozice komplexního zvuku | 46 |
| ZÁVĚR..... | 51 |
| SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A ZDRUJŮ | 53 |
| SEZNAM VELIČIN SYMBOLŮ A ZKRATEK | 55 |
| SEZNAM OBRÁZKŮ | 57 |

ÚVOD

Zvuk je mechanické vlnění pružného prostředí, které je u subjektu schopno vyvolat vjem prostřednictvím sluchového ústrojí. Každý zvuk je dán součtem jedné či více harmonických složek. Veličiny charakterizující vlastnosti každé složky jsou její frekvence, intenzita, fáze a doba trvání. Rozložení zvuku na složky podle jejich frekvence probíhá ve vnitřním uchu. Odtud jsou odděleně vedeny do mozku, kde z nich vzniká opět komplexní zvukový vjem.

První kdo navrhl, že ucho může rozlišovat zvuk na jednotlivé frekvenční složky, byl G. Ohm (1843) [7]. Toto tvrzení později formuloval a prokázal H. Helmholtz (1857) ve své teorii, kde přisuzuje schopnost provádět spektrální analýzu bazilární membráně, která funguje jako série rezonátorů s odlišnou frekvencí ladění, pokrývající celý rozsah slyšitelnosti. G. Békésy vyvinul metodu jak při pitvě získat částečně neporušenou kochleu. Experimentálně pak potvrdit funkci kochley jako frekvenčního analyzátoru. Vyslovil také teorii o běžící vlně podél bazilární membrány, která je podle něj základem pro frekvenční selektivitu a nikoli rezonance jak navrhoval Helmholtz. Až v 70. letech 20. století se podařilo s rozvojem technologie prokázat, že chování bazilární membrány je nelineární. Je totiž více frekvenčně citlivá při nízkých intenzitách zvuku než při vysokých. Příčiny nelinearity (v podobě metabolických procesů) nebyly až do roku 1983 objeveny.

V současnosti stále zbývá vyřešit množství otázek, týkajících se fungování tak složitého a sofistikovaného smyslového orgánu jako je ucho. Převážně v oblasti mechaniky přeměny zvukových vln na podněty v nervové soustavě. K jejich objasnění nám může dopomoci výpočtové modelování. Hlavně v situacích kdy není dostatek experimentálních dat, v důsledku obtížnosti provádění měření na živých organismech ať už z důvodů etických nebo technických.

1. FORMULACE OBOROVÉHO PROBLÉMU

1.1. Problémová situace:

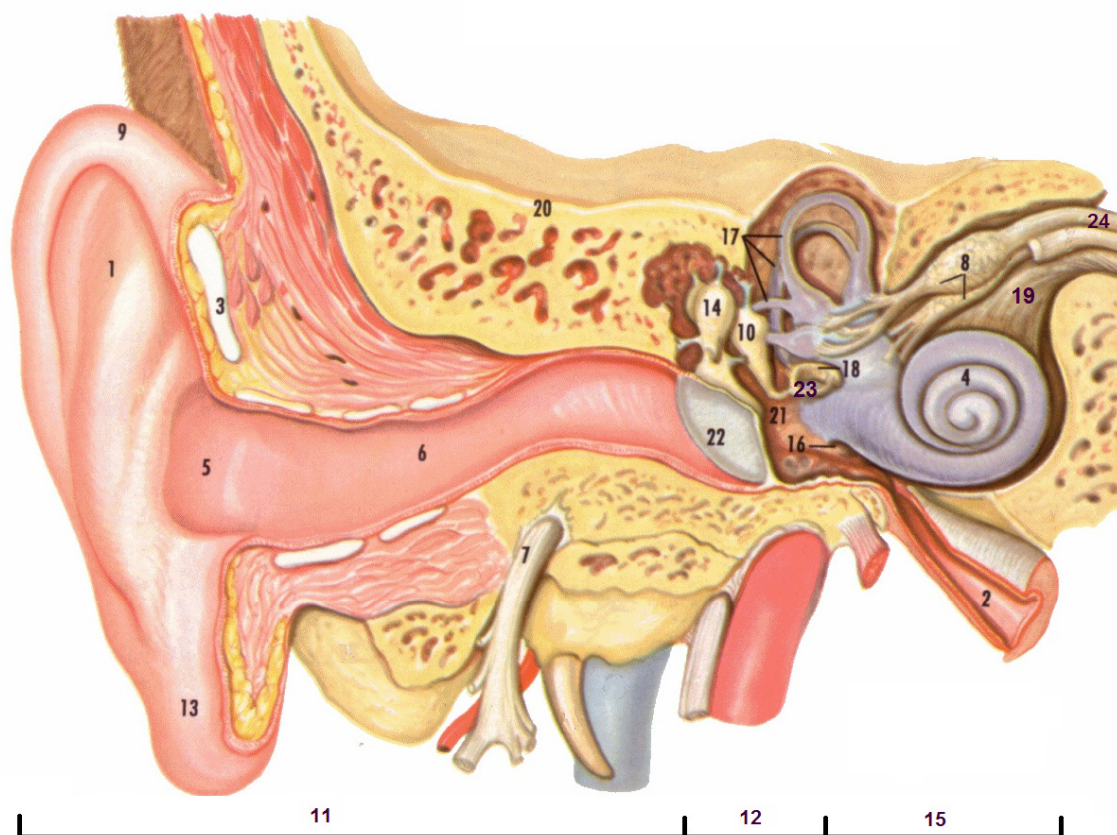
Experimentální zkoušky potvrdily funkci kochley jako frekvenčního analyzátoru. Vstupující obecný signál do kochley se v ní rozloží na jednotlivé frekvenční složky. Pro správnou funkci dekompozice se musí zajistit, aby každé frekvenci odpovídalo pouze jedno místo, kde dochází k výrazné excitaci receptorů. Dvě nejčastěji zmiňovaná vysvětlení procesů v kochley jsou rezonanční hypotéza a hypotéza o běžící vlně. Obě tyto hypotézy považují za základ kmitání bazilární membrány. Různé hypotézy mají své zastánce i odpůrce a vědecká komunita není ve svých názorech zcela jednotná. Stále totiž přetrvávají některé nejasnosti o procesech, probíhajících v kochley, při dekompozici zvuku. Na základě výpočtového modelování se tedy pokusím, o popis procesu dekompozice zvuku bazilární membránou.

1.2. Cíle

Vytvořit model bazilární membrány na základě dostupných vstupních údajů a jeho řešení pomocí metody MKP. Model musí splňovat podmínky nutné k dekompozici komplexního zvuku, jako např. jedno výrazné maximum pro každou frekvenci. Základem práce je určit spektrum bazilární membrány, ověřit principy přenosu informace o frekvenci zvuku na vláskové buňky. Provést citlivostní analýzu na některé vstupní parametry. Analýza kmitání bazilární membrány obsahuje tato dílčí řešení:

- Modální analýza
- Řešení ve frekvenční oblasti
- Řešení v časové oblasti
- Citlivostní analýza

2. ANATOMICKÝ ÚVOD



| | | | |
|-----------------------|----------------------------------|-------------------------------------|-----------------------|
| 1. Anthelix | 8. Ganglion vestibulárního nervu | 14. Kladívko | 20. Spánková kost |
| 2. Eustachova trubice | | 15. Vnitřní ucho | 21. Středoušní dutina |
| 3. Chrupavka | 9. Helix | 16. Okrouhlé okénko | 22. Bubínek |
| 4. Kochlea | 10. Kovadlinka | 17. Polokruhové vestibulární kanály | 23. Třmínek |
| 5. Concha | 11. Vnější ucho | 18. Oválné okénko | 24. Vestibulární nerv |
| 6. Zvukovod | 12. Střední ucho | 19. Sluchový nerv | |
| 7. Lící nerv | 13. Ušní lalůček | | |

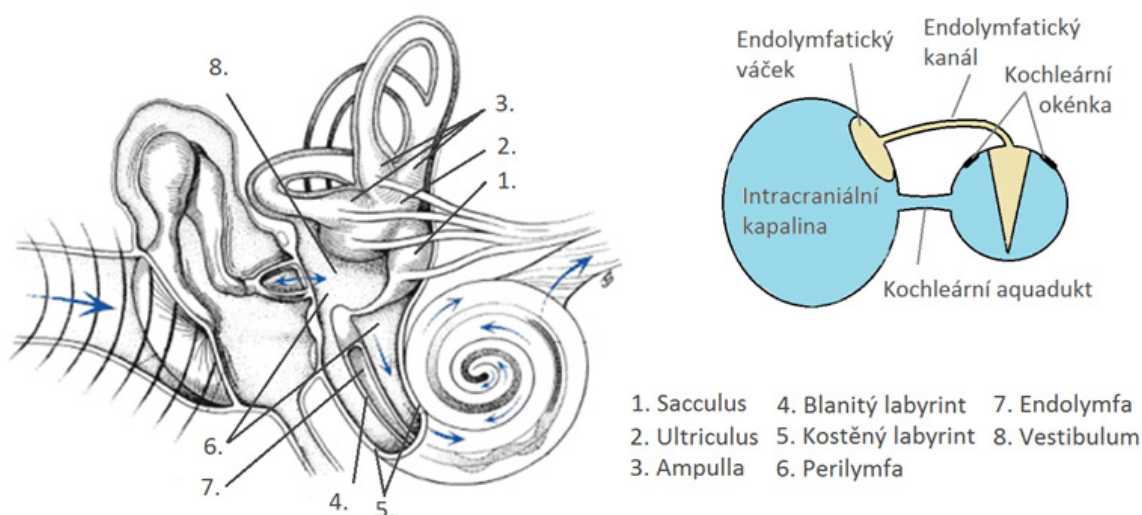
Obr. 2-1: Anatomie rovnovážného a sluchového orgánu [22]

Rovnovážné a sluchové ústrojí se shrnuje pod názvem *auris* – ucho. Tento orgán se dělí na tři základní části, *auris externa* - vnější ucho, *auris media* - střední ucho a *auris interna* - vnitřní ucho.

Vnější ucho se dále dělí na *auricula* – ušní boltec a *meatus acusticus externus* – zevní zvukovod, který je zakončený *membranou tympani* – ušním bubínkem. Středoušní dutina sestává z kostěných stěn. V dutině se nachází pohyblivý řetězec tří kůstek *malleus* - kladívko,

incus – kovádlínka a *stapes* – třmínek. Sluchové kůstky jsou navzájem kloubně spojeny a jsou připoutány k okolí ligamenty a svaly. Středoušní dutina je spojena s dutinou nosohltanovou pomocí Eustachovy trubice.

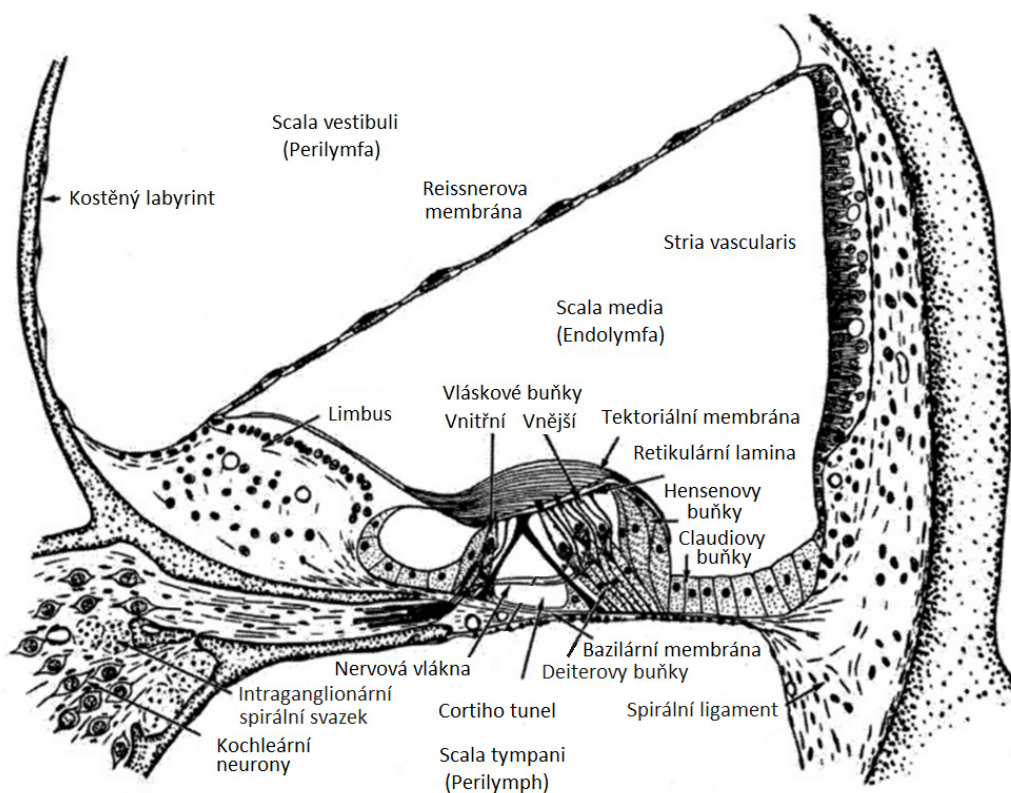
Podrobnější popis anatomie vnějšího a středního ucha není pro tuto práci nezbytný, proto přejdu k podrobnější anatomii vnitřního ucha. To je uloženo ve skalní kosti a skládá se z *labyrinthus osseus* - kostěného labyrintu tvořeného vláknitou kostí. Uvnitř se nachází objemově menší *labyrinthus membranaceum* – blanitý labyrint. Dutiny kostěného labyrintu jsou vyplněny tekutinou zvanou *perilymfa* (stejně složení jako mozkomíšní mok) a dutiny blanitého labyrintu tekutinou nazývanou endolymfa (složení podobné nitrobuněčné tekutině). Základní části jsou *vestibulum* obsahující blanité váčky *ultriculas* a *sacculus*. Na vestibulum navazující *canales semicirculares* – polokruhové kanálky důležité pro vnímání rovnováhy. Pro registraci zvukových podnětů slouží část labyrintů označována jako *cochlea*. U člověka se skládá ze dvou a půl stoupajících závitů se zmenšujícím se poloměrem závitů. Vzadu nad *promonteriem* se nachází otvor do perilymfatického prostoru *fenestra vestibuli* – oválné okénko, do nějž je vsazena báze třmínku a pružně uchycena vazy. Vzadu pod *promonteriem* je *fenestra cochleae* – okrouhlé okénko. To je kryto membránou nazývanou *membrana timpani secundaria* – vnitřní bubínek.



Obr. 2-2: Detailnější popis uspořádání labyrintů v kochleji (vlevo) [23], Schématické znázornění systému kochleární kapaliny (vpravo) [13] str.16.

Jádro hlemýždě je tvořeno kostěnou osou *modiolus* tvaru kužele, kolem kterého se ovíjejí závitů kostěného kanálu. *Modiolus* tvoří vnitřní stěnu kostěného kanálu a je ovinut

lamina spiralis ossea - kostěnou lištou neúplně rozdělující kanál na dvě přibližně stejné poloviny. Aby bylo oddělení horní a dolní poloviny úplné, navazuje na *spiralis ossea* bazilární membrána vedoucí k vnějšímu obvodu kostěného kanálu. Dolní polovina kanálu se nazývá *scala tympani* a je vyplněna perilymfou. Horní polovina je dále rozdělena vestibulární (Reissnerovou) membránou, vedoucí od kostěné lišty šikmo vzhůru po vnější okraj kanálu. Vestibulární membrána dělí horní polovinu kanálu na *scala vestibuli* obsahující perilymfu a *scala media* vyplněnou endolymfou. Na lamině bazilární membrány se nachází *organum spirale* – Cortiho orgán, sestávající z podpůrných buněk Cortiho tunelu. Tunel obklopují smyslové buňky, nazývané vnitřní a vnější vláskové buňky. Vrcholy vláskových buněk jsou pokryty řadami stereocilií – vlásků. Špičky stereocilií překrývá mohutná nebuněčná tectoriální membrána. Informace pro popis v anatomickém úvodu jsem čerpal z literatury [5].



Obr. 2-3: Řez druhým závitem kochley morčete. [13] str. 11.

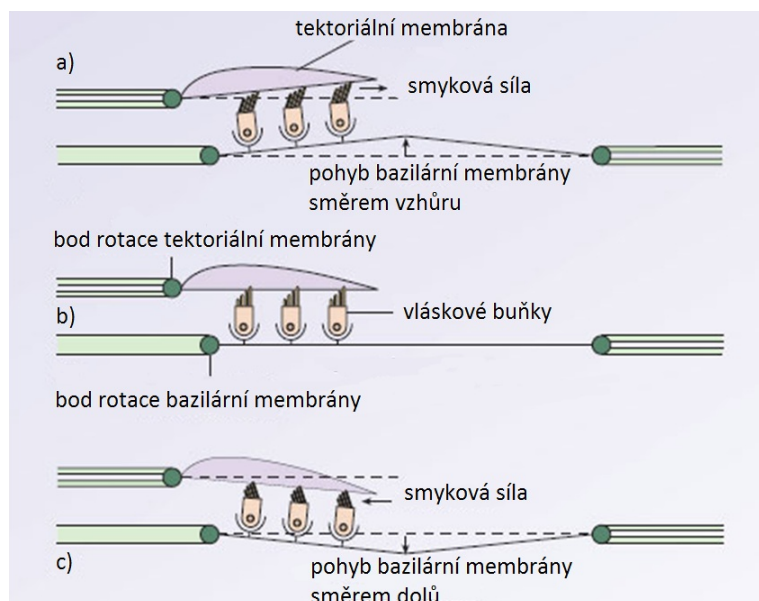
3. FYZIOLOGICKÝ ÚVOD

Základem pro zpracování zvukových vln ve vnitřním uchu jsou spektrální vlastnosti bazilární membrány. Pohyb oválného okénka přenáší vibrace středoušních kůstek do kapaliny v kochley. V kapalině se šíří podélné tlakové vlny a vytváří zde harmonické akustické pole. Harmonické změny tlaku v kapalině působí na bazilární membránu a prohýbají ji v příčném směru. Bazilární membrána se rozkmitá s frekvencí odpovídající frekvenci budícího signálu (pro čistý tón). Maximální amplituda se vybudí v místě, kde se vlastní frekvence příslušného strukturního módu bazilární membrány shoduje s frekvencí budícího signálu. Strukturní mód s nejnižší vlastní frekvencí má maximální amplitudu v apikální části kochley. Pro vyšší strukturní módy se poloha místa s maximální amplitudou posouvá směrem k bázi bazilární membrány. Proto se nízké tóny registrují v apikální části kochley a tóny vysoké v bázi.

3.1. Cortiho orgán a vláskové buňky

Pro vnímání zvukových podmětů je nutné vibrace bazilární membrány převést na akční potenciál (elektrické výboje, které jsou nosičem informace v neuronech). K tomu slouží Cortiho orgán, jež se nachází podél horní plochy bazilární membrány ve scale medii. Prvky tvořící tento orgán jsou podrobněji uvedeny v anatomickém úvodu. Funkčně nejdůležitější částí Cortiho orgánu jsou zde vláskové buňky, tektoriální membrána a již zmíněná membrána bazilární. Přeměna mechanické energie v elektrochemickou se děje ve vlastních vláskových buňkách. Vláskové buňky jsou díky stereociliím na vrcholu citlivé na pohyb.

Na obr. 3-1 je znázorněno, jak dochází k ohybu stereocilií, při vychýlení bazilární membrány. Tektoriální a bazilární membrána jsou uloženy paralelně nad sebou. Při vychýlení bazilární membrány působícím tlakem kapaliny, se obě membrány pootáčí kolem rozdílných bodů, což způsobí vznik smykové síly v místě styku stereocilií a tektoriální membrány. Tato síla ohybá stereocilie vláskových buněk [20]. Každá vlásková buňka má přibližně 50 stereocilií, uspořádaných v několika řadách s rozdílnou délkou. Fyzikální podstata vazby mezi tektoriální membránou a špičkami stereocilií není známa. Také o vlastnostech materiálu stereocilií, který by vypovídal o jejich ohybové tuhosti, existuje jen málo informací. V literatuře se často uvádí pouze to, že stereocilie vnitřních vláskových buněk nejsou, na rozdíl od vnějších, v trvalém kontaktu s tektoriální membránou a jejich ohyb způsobuje pravděpodobně pouze proudění tekutiny v úzkém prostoru uvnitř Cortiho orgánu [15].



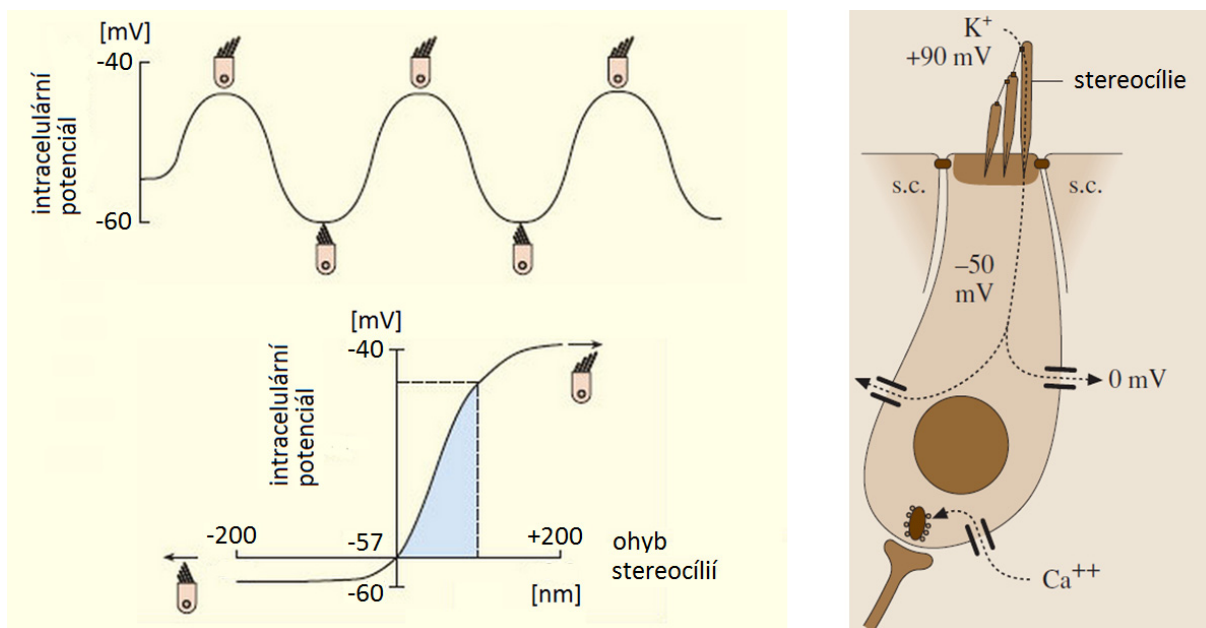
Obr. 3-1: Schematické zobrazení vzniku smykové síly mezi vláskovými buňkami a tektorciální membránou vlivem vychýlení bazilární membrány. a) smyková síla způsobená vychýlením směrem ke scala vestibuli. b) vztah mezi vláskovými buňkami a tektorciální membránou bez stimulu. c) smyková síla v opačném směru než ukazuje (a) po vychýlení ve směru scala tympani. [20]

3.2. Vlásokové buňky

V Cortiho orgánu se nacházejí dva druhy vláskových buněk: vnitřní a vnější. U obou je princip vzniku akčního potenciálu stejný. Stereocilie na vrcholu vláskových buněk jsou uspořádány do svazků ve tvaru V nebo W a jejich délka se v radiálním směru od středu k vnějšku kochley zvětšuje. Jednotlivé stereocilie jsou navzájem propojeny aktinovými provazci, spojující vždy transdukční kanál na vrcholu nižší stereocilie s vrcholem sousední vyšší stereocilie [15].

Při naklánění svazku stereocilií, dochází k otevírání či uzavírání iontových kanálů. Těmi následně proudí do intracelulárního prostoru větší či menší množství kladných iontů. Endolymfa vyplňující scalu medii, kde se Cortiho orgán nachází, je bohatá na kladné ionty Na^+ , Ca^{2+} a hlavně K^+ . Přítomnost kladných iontů v buňce mění její intracelulární potenciál, způsobující depolarizaci buněčné membrány a tím následné otevření iontových Ca^{2+} kanálů v buněčné stěně. Příliv iontů Ca^{2+} je nezbytný pro aktivaci vyplavování neurotransmiterů do synaptických spojení. Synapse vláskových buněk mají neobvyklou morfologii, obsahující synaptický pásek obklopený vezikulami. Tento pásek dovoluje synapsím, být aktivní po

dlouhou časovou dobu beze ztráty účinnosti. To znamená, že vláskové buňky jsou schopny produkovat akční potenciál mnohonásobně rychleji než jiné receptorové buňky [15].



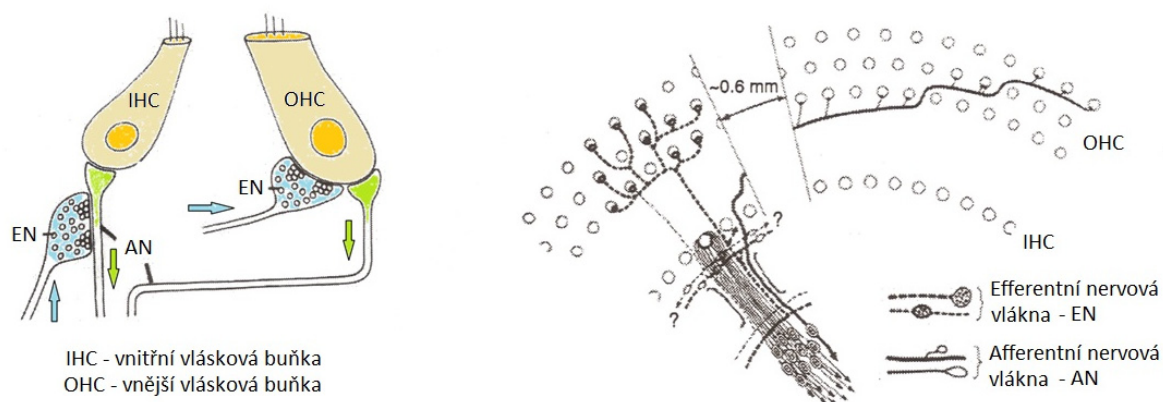
Obr. 3-2: Závislost receptorového potenciálu na ohybu stereocílií (vlevo) [20], schematické znázornění důležitých komponent pro transdukcii ve vnitřní vláskové buňce (vpravo) [15] str.444

3.3. Inervace vláskových buněk

Nerv inervující vláskové buňky se nazývá vestibulocochleární [13]. Tento sluchový nerv obsahuje dva typy vláken, dělicích se dle směru vedení nervových vzruchů na afferentní (přivádějící do nervové soustavy) a efferentní (odvádějící z nervové soustavy zpět k vláskovým buňkám). Třetí typ je nazývaný spontánní či autonomní a umožňuje regulovat synaptické spojení na vnitřních vláskových buňkách. Afferentní vlákna jsou součástí ascendentní (vzestupných) cest a efferentní vlákna descendentních (sestupných) nervových cest.

Lidský sluchový nerv má přibližně 30000 afferentních vláken, dělicích se na myelinová typ I (95%) a nemyelinová typ II (5%) [13]. Sluchová nervová vlákna jsou spojena s vláskovými buňkami synapsí. Tato spojení jsou pro vnitřní a vnější buňky rozdílná viz obr. 3-3 vlevo. Afferentní nervové vlákno typu I inervuje vždy jednu vnitřní vláskovou buňku. Počet takových vláken je pro jednu buňku přibližně dvacet. Naopak afferentní nervové vlákno typu II se větví a inervuje vždy několik vnějších vláskových buněk. I. typ se pak

někdy označuje jako radiální a II. typ jako spirální podle tvaru cesty nervového vedení viz obr. 3-3 vpravo.



Obr. 3-3: Schematické znázornění inervace vláskových buněk [13] str. 15.

Descendentní cesty přivádějící signál z nervové soustavy do vláskových buněk, k tomu užívají efferentních vláken. Vzhledem k charakteru synaptických spojů mohou přivádět signál pouze do vnějších vláskových buněk. Inervace vnějších vláskových buněk zajišťuje u člověka přibližně 500-600 efferentních vláken. Každá vnější vlásková buňka přijímá několik těchto vláken a zároveň každé vlákno se větví a spojuje větší počet vnějších vláskových buněk.

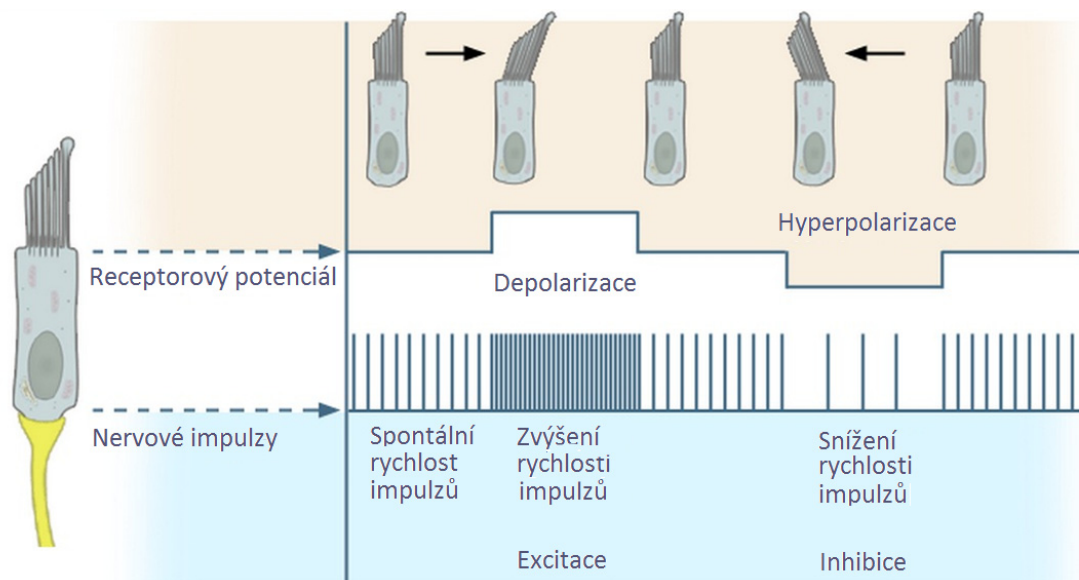
O funkci jednotlivých receptorových buněk dost vypovídá topologie jejich inervace. Vnitřní vláskové buňky slouží jako hlavní receptory pro vnímání zvuku a přenosu podnětu do mozku. Zatímco vnější vláskové buňky regulují změnou své délky intenzitu podnětu, tím zesilují a zostřují převážně zvuky o nízké intenzitě. Tento jev se označuje jako kochleární zesilování nebo též aktivní proces.

3.4. Kódování frekvence zvuku v nervové soustavě

Nervová vlákna přenáší podněty z receptorových buněk prostřednictvím akčního potenciálu. Akční potenciál je elektrický impuls, jenž má vždy stejný průběh. Receptorové buňky v klidovém stavu vysílají do nervového vlákna akční potenciál o klidové rychlosti. Při zvyšování intenzity podnětu vzrůstá rychlost výbojů z klidové hodnoty, na hodnoty odpovídající intenzitě podnětu. Naopak se snižováním intenzity, klesá rychlost výbojů akčního potenciálu v nervových vláknech. Pozn.: Rychlostí výbojů akčního potenciálu je zde

myšlena četnost výbojů za určitý čas (frekvence impulsů), nikoli rychlost šíření impulsu v nervovém vlákně, která je na intenzitě podnětu nezávislá.

Jsou známy dva principy přenosu informace o frekvenci zvuku pro čistý tón (resp. spektru pro komplexní zvuk) v nervové soustavě.



Obr. 3-4: Změna rychlosti akčního potenciálu v nervových vláknech při jednotlivých fázích excitace a inhibice vláskové buňky [19].

3.4.1. Polohový kód

Uspořádání nervových buněk je na všech úrovních ascendentních cest provedeno tak, že je možné přenášet informaci ze všech vláskových buněk odděleně. Tato paralelní organizace na anatomické úrovni se označuje jako tonotopické uspořádání. Sluchová kůra mozková pomocí tonotopické organizace, určí polohu míst s nejvíce vybuzenými vláskovými buňkami, a z nich na základě dynamických vlastností bazilární membrány určí frekvenci resp. spektrum zvuku.

3.4.2. Časový kód

Princip spočívá v přenosu informace o průběhu výchylek bazilární membrány v časové oblasti do sluchové mozkové kůry. Podstatné pro tento princip je fakt, že při buzení kochley čistým tónem, dojde ke kmitání bazilární membrány, se stejnou frekvencí jakou má budící signál. Důležitou roli zde opět sehrává tonotopické uspořádání. Zhušťování a řidnutí výbojů akčního potenciálu v nervových vláknech, odpovídá v časové oblasti kladným a

záporným periodám harmonického signálu. Ověření této teorie pro komplexní zvuk je daleko složitější a doposavad nebylo plně vysvětleno. Přesto se předpokládá, že i komplexní zvuk je takto kódován. Limitem pro časové kódování je maximální rychlost výbojů akčního potenciálu v nervovém vlákne. Minimální doba mezi jednotlivými výboji akčního potenciálu je 1ms. To platí v celé nervové soustavě. Je to dáno dobou nutnou k repolarizaci potenciálu nervového vlákna. Proto může být časové kódování v nervovém vlákne aktivní pouze do frekvence zvuku 1kHz. V případě vnitřních vláskových buněk u člověka se díky většímu počtu afferentních vláken uvádí hodnota frekvence, kterou může vlásková buňka přenášet časovým kódem až 5kHz.

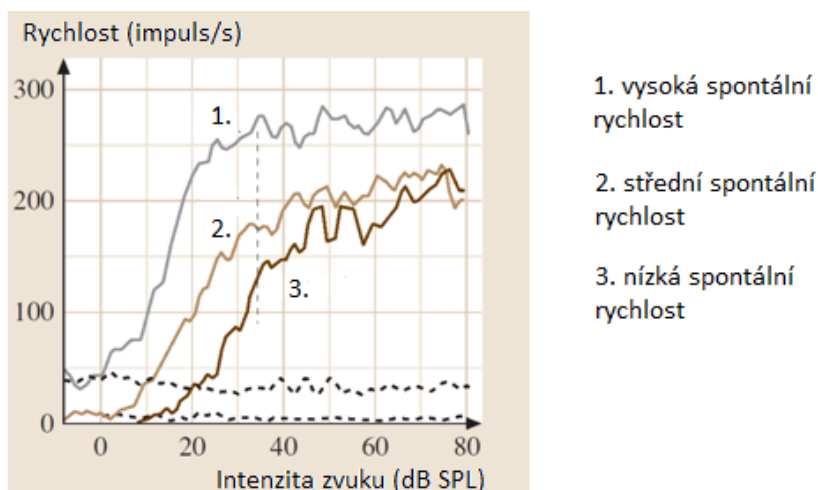
Současný stav poznání nedovoluje určit, který ze dvou principů polohového nebo časového kódování je dominantnější a z hlediska vnímání zvuků důležitější. Vzhledem k frekvenčnímu limitu časového principu se předpokládá, že tento princip má zásadní podíl na kódování zvuků o nízkých frekvencích. S rostoucí frekvencí se jeho podíl snižuje a začíná nad ním převládat kódování pomocí polohy [13].

3.5. Kódování informace o intenzitě zvuku v nervové soustavě

3.5.1. Hypotéza o rychlosti výbojů

Informace o intenzitě stimulu je kódována změnou frekvence výbojů akčního potenciálu. Čím je stimul intenzivnější, tím je větší výchylka bazilární membrány a dochází k větší depolarizaci vláskových buněk. To způsobí zvýšení četnosti výbojů akčního potenciálu do sluchového nervu. Závislost počtu výbojů na intenzitě zvuku je na obr. 3-5.

Schopností vláskových buněk je možnost měnit spontánní rychlost výbojů. Při vysoké rychlosti výbojů je odezva vláskové buňky na podnět nejcitlivější. Prahová hodnota je při 0 dB SPL a k saturaci dochází přibližně kolem 40 dB SPL. Dynamický rozsah je tedy 40 dB. Při snížení spontánní rychlosti se posune prahová hodnota k 10 dB SPL a k saturaci dochází při 60dB SPL. Po ještě větším snížení spontánní rychlosti je prahová hodnota 20 dB a saturace až při 80 dB SPL. Je tedy možné snížením spontánní rychlosti výbojů zvýšit dynamický rozsah avšak na úkor nižší citlivosti vláskové buňky [15].



Obr. 3-5: Závislost rychlosti výbojů na intenzitě zvukového podmětu [15] str. 442.

3.5.2. Hypotéza o počtu aktivních neuronů

Druhou možností, jak rozlišit intenzitu zvuku, je pomocí počtu excitovaných vláskových buněk. Nejvíce excitovaná vlásková buňka je ta, jež se nachází v místě, kde má mód bazilární membrány vlastní frekvenci stejnou s frekvencí budícího signálu. Dojde-li ke zvýšení intenzity nad hodnotu intenzity pro saturaci v této vláskové buňce, nelze již z nervových vláken k ní vedoucích zjistit míru intenzity zvuku. Ta se zastaví na hodnotě odpovídající 80 dB SPL, jak bylo ukázáno dříve. Vláškové buňky v okolí (směrem k bázi i apexu) jsou méně excitovány. Jejich odezva při působení tak vysoké intenzity zvuku již může být pod hranicí saturace. Nejsou-li to hned vedlejší vláskové buňky, najdou se některé jiné vzdálenější, pro které to platí. Zjednodušeně lze tedy říci, že ze šířky pásma kde dochází u buněk k saturaci lze určit intenzitu zvuku i nad 80 dB SPL, což by bylo podle předchozí hypotézy nemožné.

4. INTERAKCE TĚLESA S TEKUTINOU

Pro výpočtové řešení interakce tělesa s tekutinou je vhodné znát podstatu použité matematické teorie a předpoklady za kterých platí. Při popisu sestavení soustavy rovnic, nutné k řešení problému s interakcí, jsem čerpal z literatury [2]. Veškeré použité značení je popsáno v seznamu veličin, symbolů a zkratk v závěru práce.

Předpoklady: 1. Tekutina je stlačitelná.

2. Tekutina je neviskózní.

3. Tekutina se nepohybuje jako celek, absence proudění.

4. Střední hustota a tlak je rovnoměrný v celém objemu tekutiny.

Interakce tělesa s tekutinou se řeší sestavením dvou rovnic, jedné pro tekutinu a jedné pro těleso. Každá z těchto rovnic navíc obsahuje člen popisující působení druhého prostředí. Výchozí rovnicí pro tekutinu je bezztrátová akustická vlnová rovnice (4-1), odvozená z rovnice kontinuity a Eulerovy rovnice pro tekutinu. V maticovém tvaru je tato rovnice zapsána jako (4-2).

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \nabla^2 P = 0 \quad \text{kde} \quad c = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}} \quad (4-1)$$

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \{L\}^T (\{L\}P) = 0 \quad (4-2)$$

Matice elementů se získají diskretizací vlnové rovnice (4-2), použitím Galerkinovi metody. Roznásobením virtuální změnou tlaku a integrací přes objem tělesa získáme (4-3).

$$\int_V \frac{1}{c^2} \delta P \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} dV + \int_V (\{L\}^T \delta P) (\{L\}P) dV = \int_S \{n\}^T \delta P (\{L\}P) dS \quad (4-3)$$

Pohyb struktury ve směru tekutiny ovlivňuje tlak v tekutině. Tento jev je popsán vztahem (4-4) mezi gradientem tlaku v normálovém směru a normálovým zrychlením struktury na rozhraní interakce. Tento vztah se dosadí do (4-3). Získáme tak vlnovou rovnici tekutiny, která obsahuje člen s normálovým zrychlením struktury.

$$\{n\}^T (\{L\}P) = -\rho_0 \{n\}^T \left(\frac{\partial^2}{\partial t^2} \{u\} \right) \quad (4-4)$$

$$\int_V \frac{1}{c^2} \delta P \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} dV + \int_V (\{L\}^T \delta P)(\{L\}P) dV = - \int_S \rho_0 \delta P \{n\}^T \left(\frac{\partial^2}{\partial t^2} \{u\} \right) dS \quad (4-5)$$

Tlak a prvky posuvů lze vyjádřit jako součin bázových funkcí s tlaky a posuvy v uzlech (4-6). Pro zjednodušení se součin Laplaceova operátoru s bázovou funkcí označí $[B]$.

$$P = \{n\}^T \{P_e\} \quad u = \{\dot{N}\}^T \{u_e\} \quad [B] = \{L\} \{N\}^T \quad (4-6)$$

Úpravou rovnice (4-5) za použití vztahů (4-6) a vytknutí virtuálních tlaků získáme výslednou vlnovou rovnici (4-7) pro tekutinu. Označí-li se její jednotlivé členy v souladu s (4-8), zapíše se pak v přehledném maticovém tvaru (4-9).

$$\frac{1}{c^2} \int_V \{N\} \{N\}^T dV \{\ddot{P}_e\} + \int_V [B]^T [B] dV \{P_e\} + \rho_0 \int_S \{N\} \{n\}^T \{\dot{N}\}^T dS \{\ddot{u}_e\} = 0 \quad (4-7)$$

$$[M_e^P] = \frac{1}{c^2} \int_V \{N\} \{N\}^T dV \quad [K_e^P] = \int_V [B]^T [B] dV \quad (4-8)$$

$$[R_e] = \int_S \{N\} \{n\}^T \{\dot{N}\}^T dS \quad [M^{fs}] = \rho_0 [R_e]^T$$

$$[M_e^P] \{\ddot{P}_e\} + [K_e^P] \{P_e\} + [M^{fs}] \{\ddot{u}_e\} = \mathbf{0} \quad (4-9)$$

Zatím byla uvažována pouze bezztrátová vlnová rovnice. Chceme-li do výpočtu interakce zahrnout disipaci energie v důsledku tlumení na hranici objemu tekutiny, k rovnici (4-1) přidáme člen zahrnující ztráty (4-10) v maticovém zápisu (4-11). Do výsledné maticové vlnové rovnice (4-9) tak přibude matice tlumení (4-12).

$$D = \int_S \delta P \left(\frac{r}{\rho_0 \cdot c} \right) \frac{1}{c} \frac{\partial P}{\partial t} dS \quad (4-10)$$

$$D = \int_S \{\delta P_e\}^T \{N\} (\bar{\beta}) \frac{1}{c} \{N\}^T dS \{\dot{P}_e\} \quad (4-11)$$

$$[C_e^P] = \frac{\bar{\beta}}{c} \int_S \{N\} \{N\}^T dS \quad (4-12)$$

$$[\mathbf{M}_e^P]\{\ddot{\mathbf{P}}_e\} + [\mathbf{C}_e^P]\{\dot{\mathbf{P}}_e\} + [\mathbf{K}_e^P]\{\mathbf{P}_e\} + [\mathbf{M}^{fs}]\{\ddot{\mathbf{u}}_e\} = \mathbf{0} \quad (4-13)$$

Pohybová rovnice struktury pro interakci tekutiny a tělesa je (4-14). V ní se vyskytuje přidaný člen v podobě budící síly od tlaku kapaliny v kolmém směru na strukturu, působí na celé ploše interakce (4-15). Po substituci a úpravě jako v předchozích případech, obdržíme matici přidavné tuhosti (4-16) od kapaliny. Výsledná pohybová rovnice pro strukturu při interakci tělesa s tekutinou je (4-17). Spojením rovnic (5-4) a (4-17) získáme soustavu pro řešení interakce tělesa s tekutinou (4-18).

$$[\mathbf{M}_e]\{\ddot{\mathbf{u}}_e\} + [\mathbf{C}_e]\{\dot{\mathbf{u}}_e\} + [\mathbf{K}_e]\{\mathbf{u}_e\} = \{\mathbf{F}_e\} + \{\mathbf{F}_e^{pr}\} \quad (4-14)$$

$$\{\mathbf{F}_e^{pr}\} = \int_S \{\dot{N}\} P \{n\} dS \rightarrow \{\mathbf{F}_e^{pr}\} = \int_S \{\dot{N}\} \{N\}^T \{n\} dS \{P_e\} \quad (4-15)$$

$$[\mathbf{R}_e]^T = \int_S \{\dot{N}\} \{N\}^T \{n\} dS = -[\mathbf{K}^{fs}] \quad (4-16)$$

$$[\mathbf{M}_e]\{\ddot{\mathbf{u}}_e\} + [\mathbf{C}_e]\{\dot{\mathbf{u}}_e\} + [\mathbf{K}_e]\{\mathbf{u}_e\} + [\mathbf{K}^{fs}]\{\mathbf{P}_e\} = \{\mathbf{F}_e\} \quad (4-17)$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}_e & \mathbf{0} \\ \mathbf{M}^{fs} & \mathbf{M}_e^P \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\mathbf{u}}_e \\ \ddot{\mathbf{P}}_e \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}_e & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{C}_e^P \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\mathbf{u}}_e \\ \dot{\mathbf{P}}_e \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{K}_e & \mathbf{K}_e^{fs} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_e^P \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{u}_e \\ \mathbf{P}_e \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_e \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \quad (4-18)$$

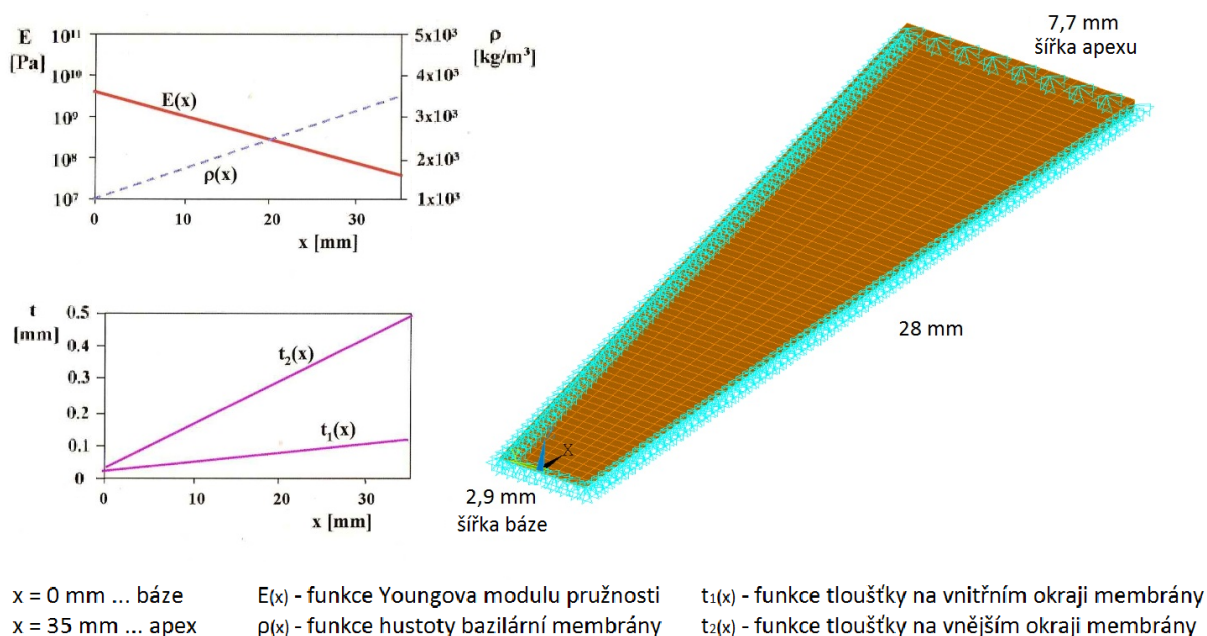
Tuto soustavu rovnic umožňují sestavit algoritmy obsažené v systému Ansys na základě zadaných vstupních údajů o geometrii, materiálu, zatížení atd. Numerickým řešením metodou MKP nalezneme neznámé veličiny, kterými zde jsou akustické tlaky v kapalině a posuvy struktury, vyhovující okrajovým podmínkám.

5. TVORBA MODELU

5.1. Prostorový model bazilární membrány

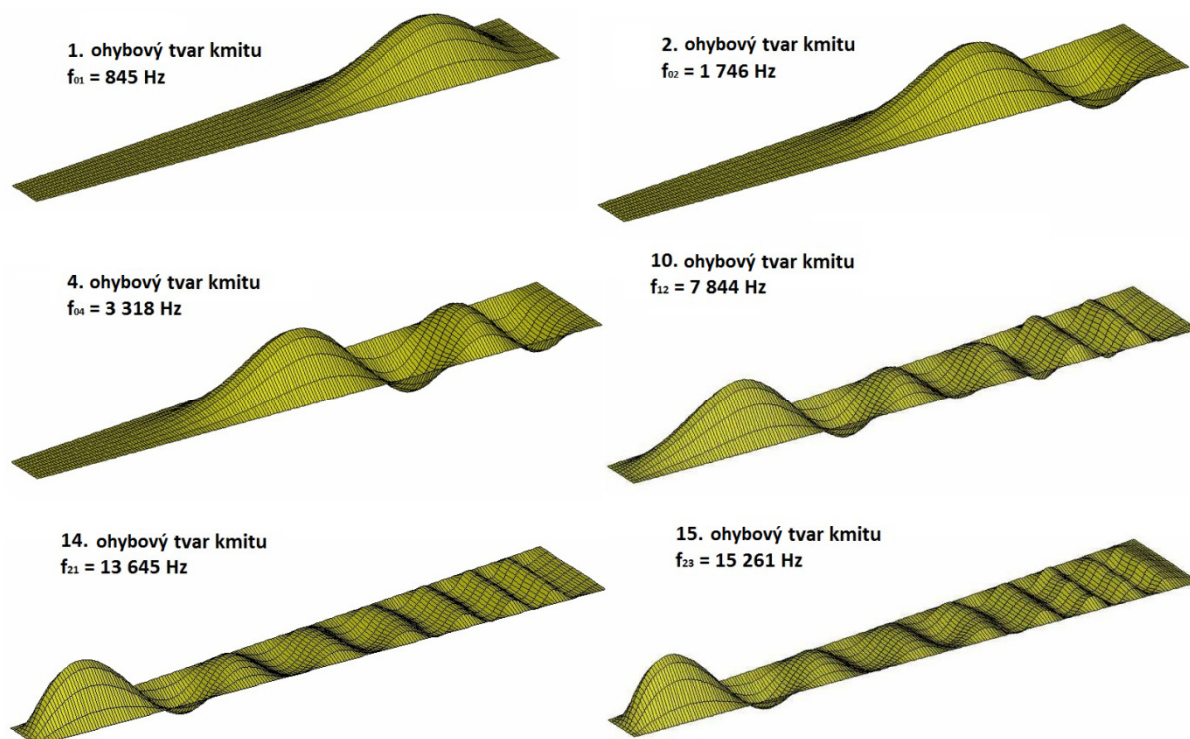
První model, na kterém jsem studoval dynamické chování bazilární membrány, jsem vytvořil podle prací [10]. Sloužil pro výpočet vlastních frekvencí a vlastních tvarů modelu bazilární membrány pomocí metody MKP. Jako vhodný algoritmus pro řešení úlohy jsem zvolil metodu block Lanczos v systému Ansys, která je vhodná k řešení velkých symetrických úloh. Z důvodu eliminace chyby, která by mohla nastat použitím nesprávné matematické teorie, jsem se rozhodl vytvořit dvě varianty a to jak model objemový tak i plošný.

K diskretizaci objemového modelu je použito konečných elementů typu Solid 45 a pro plošný Shell 63. Testoval jsem také různé metody tvorby sítě a především široký rozsah velikostí konečných prvků. Materiálový model je použit lineární izotropní s proměnlivým modulem pružnosti a geometrie je dána šířkou a tloušťkou taktéž proměnnou ve směru podél bazilární membrány. Jednotlivé průběhy parametrů použité v práci [10] jsou znázorněny v grafech na obr. 5-1. Okrajové podmínky po obvodu bazilární membrány jsou voleny ve dvou variantách vetknutí a rotační vazba.



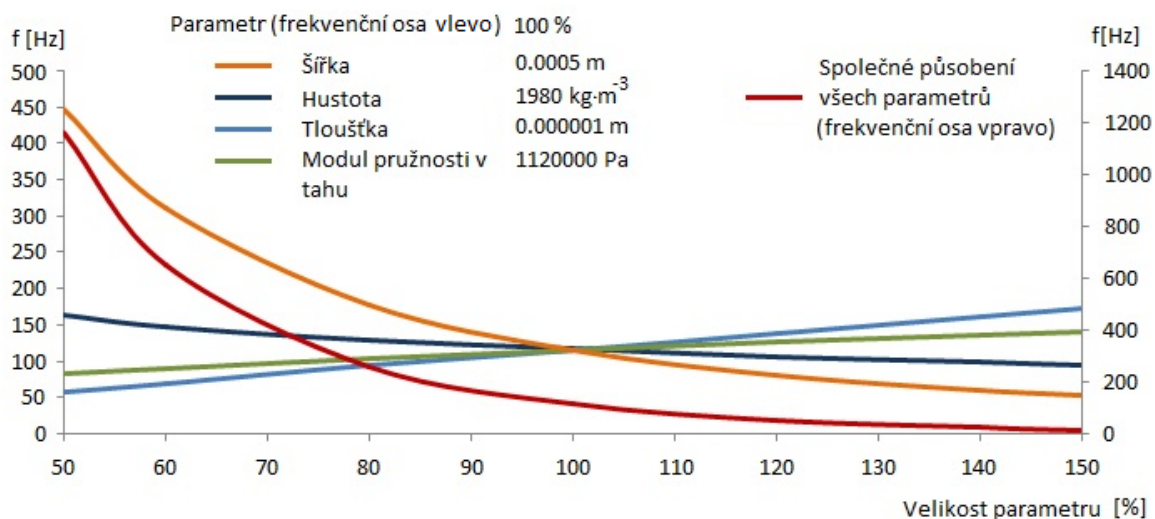
Obr. 5-1: a) Závislosti materiálových a geometrických parametrů modelu [10]. b) Konečnoprvkový model bazilární membrány.

Některé výsledky modální analýzy z [10] ukazuje obr. 5-2. Poloha vrcholu s maximální výchylkou se při vyšších frekvencích módů posouvá směrem od apikálního konce k bázi. To je v souladu s teorií o polohovém kódování frekvence. Kromě prvního nejvýraznějšího maxima mají vyšší módy několik dalších vrcholů, které naopak mohou negativně ovlivnit provádění frekvenční analýzy bazilární membránou.



Obr. 5-2: Vlastní tvary a frekvence bazilární membrány [10].

Vliv změny parametrů geometrie a materiálu na modální vlastnosti jsem testoval v širokém rozsahu hodnot. Závislost vlastní frekvence prvního módu na změně parametrů modelu je znázorněna v grafu na obr. 5-3. Lze snadno ukázat, že stejná závislost platí i pro ostatní módy. V případě změny více parametrů zároveň se jejich působení navzájem doplňuje. Chceme-li zajistit co možná nejefektivnější rozložení parametrů z hlediska maximalizování frekvenčního rozsahu, musí se měnit následujícím způsobem: šířka a hustota klesá směrem k bázi, naopak tloušťka a modul pružnosti musí růst tímto směrem. Toto tvrzení potvrzují i rozměry a vlastnosti materiálu naměřené u skutečné bazilární membrány viz kapitoly 5.2.1 a 5.2.2.

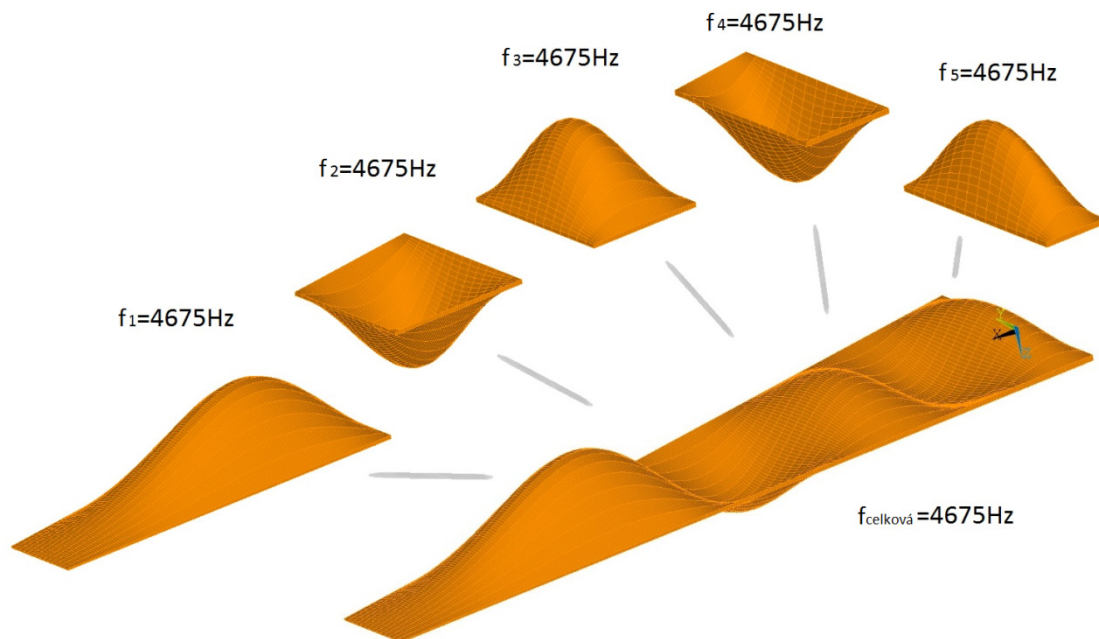


Obr. 5-3: Závislost první vlastní frekvence na parametrech materiálu a geometrie modelu.

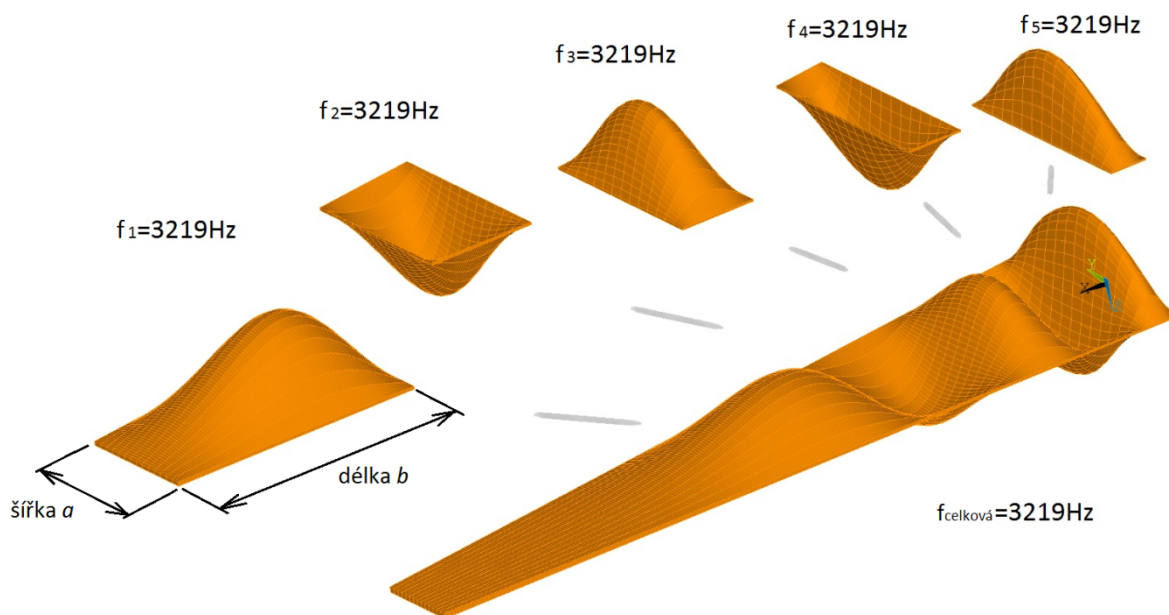
Na základě provedené modální analýzy bazilární membrány lze říci, že každý n -tý ohybový vlastní tvar je dán součtem $n - 1$ vlastních tvarů různě rozměrných podstruktur, avšak vždy se shodnou společnou vlastní frekvencí odpovídající frekvenci n -tého vlastního tvaru. Názorněji je to pro 5. vlastní tvar ukazuje obr. 5-4 a obr. 5-5. Vlastní tvar o frekvenci 4675 Hz obr. 5-4 je možné v uzlových čarách rozdělit na jednotlivé podstruktury. Získá se tak 5 samostatně řešitelných modelů, kde každý z nich má první vlastní frekvenci stejnou s původní frekvencí 5. vlastního tvaru struktury. Samozřejmě je nutné dodržet, aby podstruktury měly stejné okrajové podmínky jako při kmitání původní struktury. Tedy tam kde byla uzlová čára, zadáme nulové posuvy UX, UY, UZ.

Změní-li se lineární funkce tloušťky, tak aby v bázi byla maximální a v apexu minimální, poroste amplituda původně nevýrazných vrcholů směrem k apexu obr. 5-5. Podotýkám, že takovýto průběh funkce tloušťky je v souladu s průběhem tloušťky skutečné bazilární membrány. Růst amplitudy směrem k apexu je způsoben právě klesající tloušťkou.

Rozdíl mezi bazilární membránou s rotační vazbou po obvodě a vazbou vetknutou je pouze ten, že u vetknuté desky budou mít jednotlivé módy vyšší vlastní frekvenci a vyroste poměr šířky a ku délce b podstruktury. Docílí se tak zvýšení počtu ohybových módů a tím i rozšíření ladění bazilární membrány.



Obr. 5-4: Pátý mód – tloušťka bazilární membrány roste směrem k apexu. První módy podstruktur s vlastní frekvencí stejnou s vlastní frekvencí původní struktury.



Obr. 5-5: Pátý mód – tloušťka bazilární membrány roste směrem k bázi. První módy podstruktur s vlastní frekvencí stejnou s vlastní frekvencí původní struktury.

Budeme-li pro zjednodušení uvažovat, že model bazilární membrány je po obvodu uchycená rotační vazbou a proměnné parametry jednotlivých podstruktur nahradíme jejich střední hodnotou. Lze pro výpočet první vlastní frekvence užít analytického vztahu

odvozeného z teorie kmitání desek [3] rovnice (5-1). Z tohoto vztahu pak snadno určíme vliv změny jednotlivých parametrů na vlastní frekvenci, který je shodný se závislostí viz obr. 5-3.

$$\Omega = \pi^2 \left(\frac{1}{a^2} + \frac{1}{b^2} \right) \sqrt{\frac{D}{\rho h}}, \text{ kde } D = \frac{E h^3}{12(1 - \mu^2)} \quad (5-1)$$

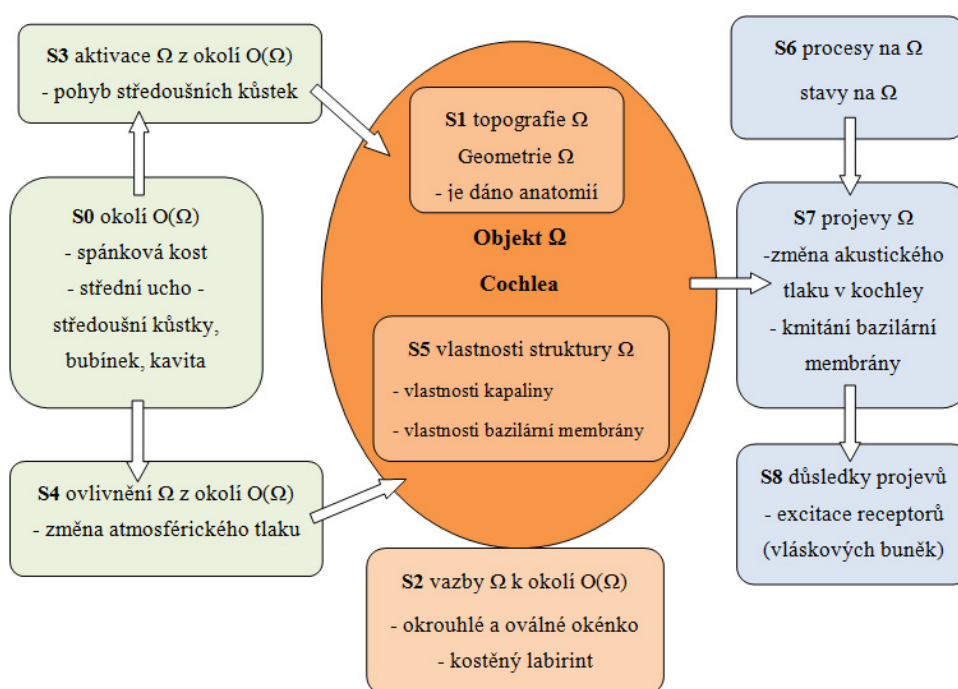
Z uvedeného vztahu vyplívá, že má-li se vlastní frekvence všech podstruktur rovnat výsledné vlastní frekvenci u libovolného módu, musí se měnit jediný nezávislý parametr, kterým je zde délka podstruktury b . Jelikož nelze do velikosti délky podstruktury zasahovat nezbývá než konstatovat, že vznik dalších vrcholů u vyšších módů bazilární membrány je její obecnou vlastností. Potom žádnou kombinací velikostí a rozložení parametrů geometrie a materiálu není možné odstranit tyto vrcholy. Dokonce při dosažení parametrů blízkých skutečným vlastnostem bazilární membrány, dojde k postupnému nárůstu výchylek jednotlivých částí směrem k apikálnímu konci, jak ukazuje obr. 5-5.

Závěrem kapitoly konstatuji, že tento model bazilární membrány je vhodný pouze k výpočtu vlivu jednotlivých parametrů na modální vlastnosti bazilární membrány. Model samostatné bazilární membrány není schopen provádět dekompozici komplexního zvuku na jednotlivé frekvenční složky podle polohového principu, protože nemá jedno výrazné maximum, které by se s růstem budící frekvence posouvalo směrem k bázi. Navíc při vybuzení některého z vyšších strukturních módů bazilární membrány, by docházelo k nespojitému přenosu nervových podmětů, jelikož v místech uzlových čar nedochází k vybuzení vláskových buněk. Tento model dostatečně nespĺňuje požadavky zadání, a je proto nutné zahrnout další podstatné veličiny, ovlivňující chování bazilární membrány.

5.2. Model bazilární membrány s akustickým prostředím

Při řešení problémové situace jsem postupoval dle systémového přístupu [9]. Důležitým atributem systémového přístupu je strukturovanost objektu a s ní související systém veličin $\Sigma(\Omega)$. Systém veličin $\Sigma(\Omega)$ na objektu Ω tvoří podmnožiny S_0 až S_8 zahrnující veličiny, které popisují např. vazby, geometrii, aktivaci, atd. Z veličin tvořících podmnožiny S_0 až S_8 je důležité vybrat jen ty podstatné z hlediska řešeného problému. Vybrané podstatné veličiny jsou schematicky znázorněny na obr. 5-6. Podmnožiny S_1 a S_5 jsou blíže rozepsány v kapitole 5.2.1 a 5.2.2. Vstupy do algoritmu řešení jsou známé veličiny podmnožin S_0 až S_5 . Hledané neznámé veličiny patří do podmnožin S_6 až S_8 . Jedná se v tomto případě o problém přímý, který budu řešit metodou MKP.

Dimenze objektu je trojrozměrná. Řešena je interakce dvou fází a to tuhé fáze a tekutiny. Materiál je charakterizován konstitutivními vztahy popisující lineárně pružné chování. Směrová struktura materiálu je ortotropní. Model nezahrnuje aktivní působení metabolických procesů.



Obr. 5-6: Schematické znázornění podmnožin systému podstatných veličin [9].

5.2.1. Model materiálu

Pro frekvenční selektivitu bazilární membrány jsou podstatné vlastnosti materiálu, z něhož je tvořena. Tak jako se v podélném směru mění parametry určující geometrii, mění se i vlastnosti materiálu bazilární membrány. Bohužel jejich hodnota není přesně známa, protože měření je na živých organizmech v současnosti nemožné provádět, aniž by nedošlo k poškození sluchu. Proto jsme odkázáni na výsledky měřené na kadáverech. Jež se mohou od skutečných hodnot lišit.

| | | |
|---|-----|-----|
| Compact bone | 20 | GPa |
| Keratin | 3 | GPa |
| Basilar membrane fibers | 1.9 | GPa |
| Microtubules | 1.2 | GPa |
| Collagen | 1 | GPa |
| Reissner's membrane | 60 | MPa |
| Actin | 50 | MPa |
| Red blood cell, extended (assuming thickness = 10 nm) | 45 | MPa |
| Rubber, elastin | 4 | MPa |
| Basilar membrane ground substance | 200 | kPa |
| Tectorial membrane | 30 | kPa |
| Jell-O | 3 | kPa |
| Henson's cells | 1 | kPa |

Tab. 5-1: Nejčastější hodnoty a odhady pro modul pružnosti v tahu E tkání a struktur organismů [4].

Ze studií zabývajících se uspořádáním struktury bazilární membrány [4] a [11] vyplívá, že je tvořena základní hmotou a v ní jsou obsažena kolagenní vlákna. Tato vlákna tvoří nosnou část membrány. Nabízí se zde srovnání s dlouho vláknovým kompozitem. Ten lze s výhodou popsat modelem ortotropního lineárně elastického materiálu. Vlákna kolagenu jsou natažena v radiálním směru v kochley (osa y). Objemový podíl vláken klesá přibližně 12x až 14x směrem od báze k apikálnímu konci kochley. Zvolím-li pro popis materiálu vlákna i matrice lineárně elastický isotropní materiál, lze z Hookova zákona dopočítat smykový modul pružnosti dle vztahu $G = \frac{E}{2 \cdot (1 + \mu)}$. Vlastnosti obou materiálů zvolených dle [4] jsou v tab. 5-2.

| | Modul pružnosti v tahu E [MPa] | Hustota [kg·m ⁻³] | Poissonův poměr μ [-] | Smykový modul pružnosti G [MPa] |
|----------------------------|----------------------------------|-------------------------------|---------------------------|-----------------------------------|
| Vlákna basilární membrány | 1900 | 1400 | 0.3 | 730 |
| Matrice basilární membrány | 0.2 | 2500 | 0.3 | 0.077 |

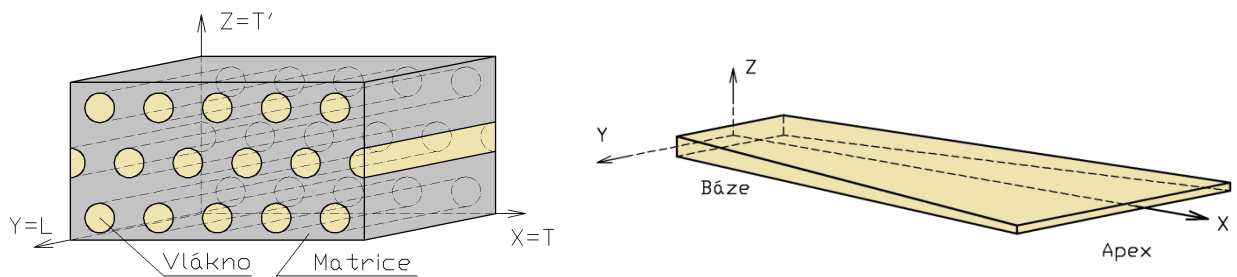
Tab. 5-2: Charakteristiky lineárně pružného materiálu vláken a matrice.

Funkce objemového podílu vláken má lineární průběh od báze kde volím $v_f = 0.22$ do apexu s $v_f = 0.018$. Pomocí vztahů (5-2), (5-3) a (5-4) odvozených pro dlouhovláknový kompozit, je možné dopočítat další charakteristiky materiálu [16].

$$v_m = 1 - v_f; \quad E_L = E_f \cdot v_f + E_m \cdot v_m; \quad E_T = \frac{1}{\frac{v_f}{E_f} + \frac{v_m}{E_m}} \quad (5-2)$$

$$\mu_{LT} = \mu_f \cdot v_f + \mu_m \cdot v_m; \quad \mu_{TL} = E_T \cdot \frac{\mu_{LT}}{E_L} \quad (5-3)$$

$$G_{LT} = \frac{1}{\frac{v_f}{G_f} + \frac{v_m}{G_m}}; \quad G_{TT} = \frac{E_T}{2 \cdot (1 + \mu_{TT})}; \quad \rho = \rho_f \cdot v_f + \rho_m \cdot v_m \quad (5-4)$$



Obr. 5-7: Směrové uspořádání vláken v kompozitu (vlevo), geometrie objemového modelu bazilární membrány s vyznačenými směry orientace materiálu (vpravo).

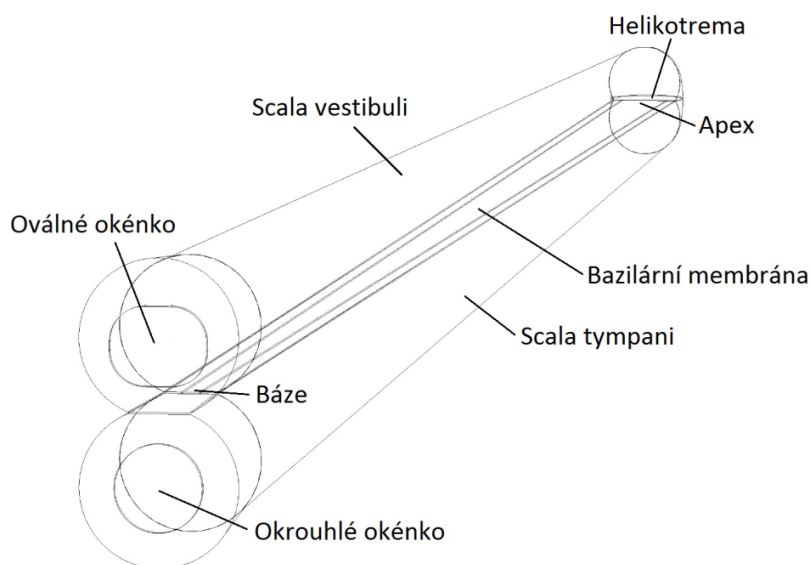
| | Báze | Apex |
|--|-----------------------|-----------------------|
| $E_x = E_T$ [Pa] | $0.40 \cdot 10^6$ | $0.22 \cdot 10^6$ |
| $E_y = E_L$ [Pa] | $0.95 \cdot 10^9$ | $0.98 \cdot 10^8$ |
| $E_z = E_T$ [Pa] | $0.40 \cdot 10^6$ | $0.22 \cdot 10^6$ |
| $G_{xy} = G_{LT}$ [Pa] | $0.153 \cdot 10^6$ | $0.81 \cdot 10^5$ |
| $G_{yz} = G_{LT}$ [Pa] | $0.153 \cdot 10^6$ | $0.81 \cdot 10^5$ |
| $G_{xz} = G_{TT}$ [Pa] | $0.139 \cdot 10^6$ | $0.74 \cdot 10^5$ |
| $\mu_{xy} = \mu_{TL}$ [-] | $0.126 \cdot 10^{-3}$ | $0.649 \cdot 10^{-3}$ |
| $\mu_{yz} = \mu_{LT}$ [-] | 0.3 | 0.3 |
| $\mu_{xz} = \mu_{TT}$ [-] | 0.421 | 0.457 |
| ρ [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$] | 1600 | 1780 |

Tab. 5-3: Charakteristiky ortotropního materiálu pro bázi a pro apex.

K zadání ortotropního materiálu, je potřeba znát 9 nezávislých materiálových parametrů ty se určí z 5 nezávislých parametrů transversálně ortotropního materiálu za využití symetrie ve směru transversálních os. Poslední nezávislý parametr μ_{TT} jsem určil výpočtovým modelováním smykové zkoušky.

Materiál kapalného prostředí je popsán hustotou $\rho = 1000 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ a rychlostí šíření tlakových změn $v = 1500 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Dále je možné zadat pohltivost zvukových vln $\beta = 0.05$. Materiál oválného a okrouhlého okénka je modelován lineárně pružným modelem materiálu. Pro oválné okénko volím Youngův modul $E = 5 \cdot 10^6 \text{ Pa}$ a pro okrouhlé $E = 6 \cdot 10^5 \text{ Pa}$. Poissonova konstanta $\mu = 0,4$ a hustota $\rho = 1200 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ jsou pro obě okénka společné. Hodnoty charakteristik materiálu kapaliny a okének jsem volil s přihlédnutím k dostupným údajům v literatuře [6], [8], [13].

5.2.2. Model geometrie



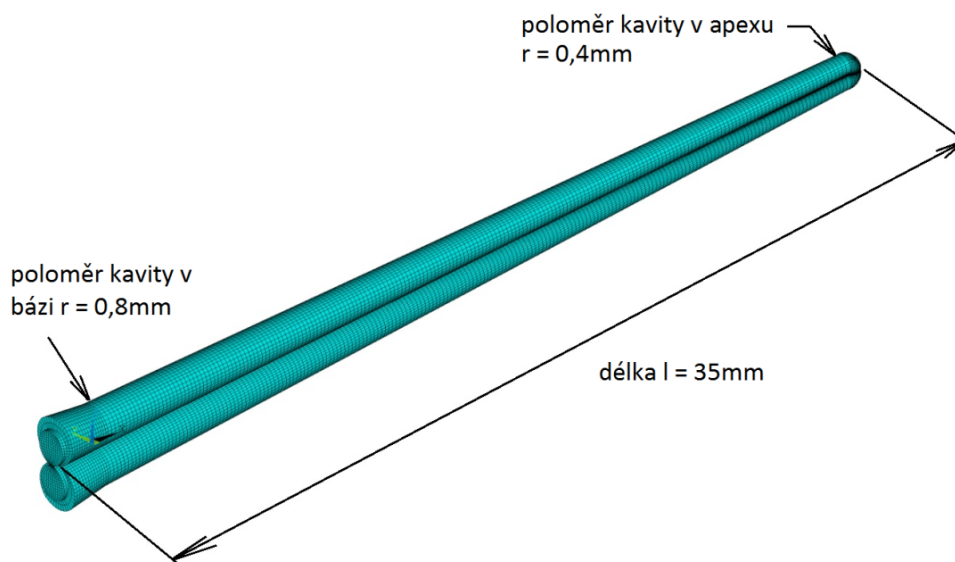
Obr. 5-8: Schematické znázornění uspořádání prvků modelu.

Kochlea je modelována v rozvinutém stavu. Hlavním důvodem je, zjednodušení tvorby modelu a vykreslování výsledků výpočtů. Ověření správnosti výsledků jsem prováděl na předchozím modelu prostorové bazilární membrány. Porovnal jsem vlastní frekvence a tvary pro bazilární membránu v rozvinutém stavu a v zatočeném do šroubovice tak jak je dáno anatomii. Výsledky se lišili v pro mě přijatelné míře přibližně 5% ve vlastních frekvencích.

Podobný výpočtový experiment jsem provedl i na rozvinuté a zatočené kavitě se stejným závěrem. Navíc velmi pravděpodobný důvod, proč je kochlea zatočená, je topologický a nesouvisí tedy se schopností vnímat zvuk. Šroubovicová topologie totiž usnadňuje především inervaci, krevní zásobení a je mnohem kompaktnější než rozvinutý tvar.

Další zjednodušení předpokládá, že Reissnerova membrána neovlivňuje chování bazilární membrány, proto není modelována. Tímto se sloučí scala vestibuli a scala media. Hlavní důvod přítomnosti Reissnerovy membrány je fyziologický, zajišťuje rozdílný endokochleární potenciál mezi perilymfou a endolymfou. Pro bázi bazilární membrány je volena šířka 0.15 mm a tloušťka 0.01 mm a pro apikální konec je šířka 0,5 mm a tloušťka 0.0035 mm. Poloměr kavity v bázi je 0.8mm a apexu 0.4 mm. Čerpáno z literatury [6], [8], [21], [18].

5.2.3. Diskretizace modelu



Obr. 5-9: Rovnoměrná konečnoprvková síť.

K diskretizaci strukturních částí bazilární membrány, okrouhlého a oválného okénka je použito elementů typu solid45 a pro kapalně prostředí perilymfy fluid30. Princip interakce mezi těmito elementy je blíže popsán v kap. 4. Při tvorbě sítě byl kladen důraz na její rovnoměrnost a dostatečnou hustotou elementů. Geometrie modelu byla uspořádána tak, aby šla vytvořit mapovaná síť, složená z elementů v jejich nedeformovaném tedy šestistěnném tvaru.

5.2.4. Okrajové podmínky

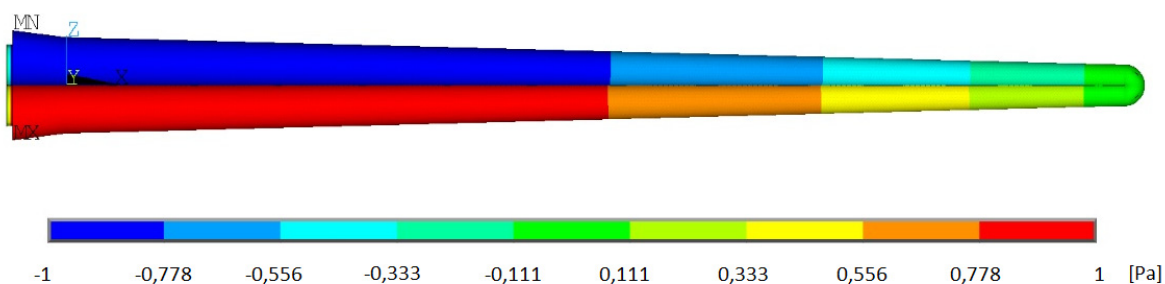
Bazilární membrána, oválné a okrouhlé okénko jsou po obvodu nepohyblivě uloženy, tzn. posuvy UX , UY , UZ , jsou zde nulové. Akustické prostředí má na všech vnějších plochách tj. tam kde dochází ke kontaktu s kostěným labyrintem také nulové posuvy UX , UY , UZ . Navíc je na těchto plochách předepsána impedance $IMP_D = 1$, aktivující pohltivost zvukových vln tlumením MU . Všechny akustické elementy mají nastavenou podmínku FSI nutnou pro řešení této interakce. Pokud je pro výpočet vyžadován budící tlak, je zadáván na vnější plochu oválného okénka.

6. VÝPOČTY

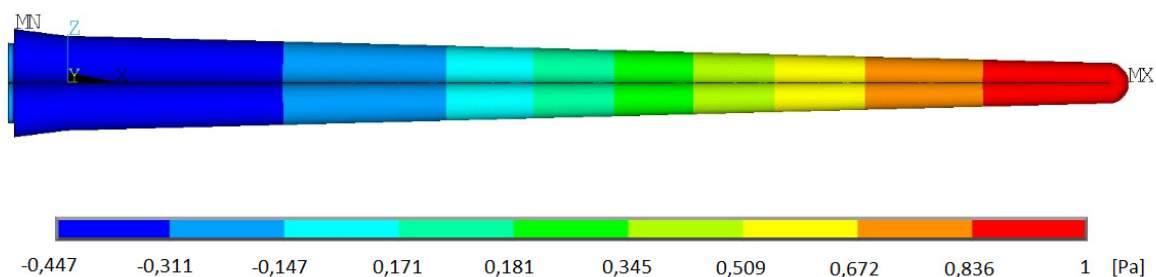
6.1. Modální analýza

Modální analýza umožňuje určit modální vlastnosti systému, z nich lze usoudit na dynamické chování systému. Pro modální analýzu interakce tělesa s tekutinou musí být použit nesymetrický algoritmus výpočtu vlastních čísel a vlastních vektorů. Nejdříve jsem hledal módy uzavřené akustické kavity. Z tohoto důvodu jsem zamezil všem posuvům bazilární membrány, oválného a okrouhlého okénka. Výsledný vlastní tvar prvního módu kavity je na obr. 6-1. Vlivem zužujících se průměrů kavit scali vestibuli a scali tympani směrem k apikálnímu konci je vlastní frekvence nižší než v případě konstantního průměru. Zároveň jsou extrémní tlaků posunuty směrem k apexu.

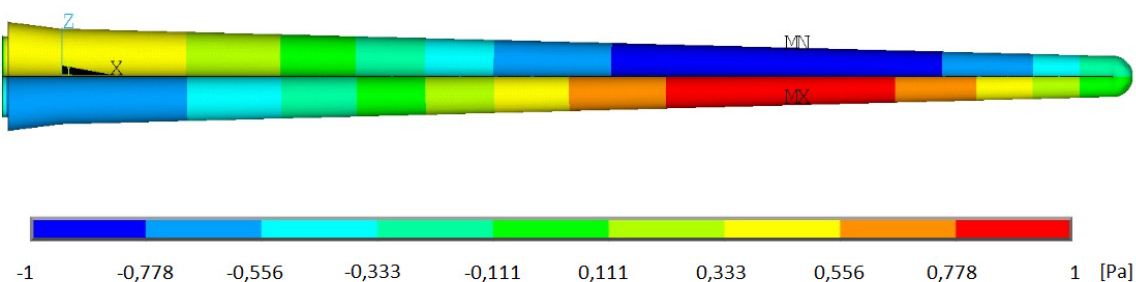
Vlastní frekvence prvního módu je 7184 Hz. Tato frekvence se nachází ve frekvenčním rozsahu pásma slyšitelných zvuků. Tím může dojít k vybuzení tohoto módu, což pravděpodobně ovlivní odezvu bazilární membrány. Nejbližší vyšší módy uzavřené kavity mají vlastní frekvenci přesahující frekvence vnímané sluchovým orgánem. Pro druhý mód je to 21,1 kHz a u třetího dokonce až 29,5 kHz. Tyto a další vyšší módy nebudou nijak ovlivňovat proces vnímání zvuku.



Obr. 6-1: První mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 7184 Hz.

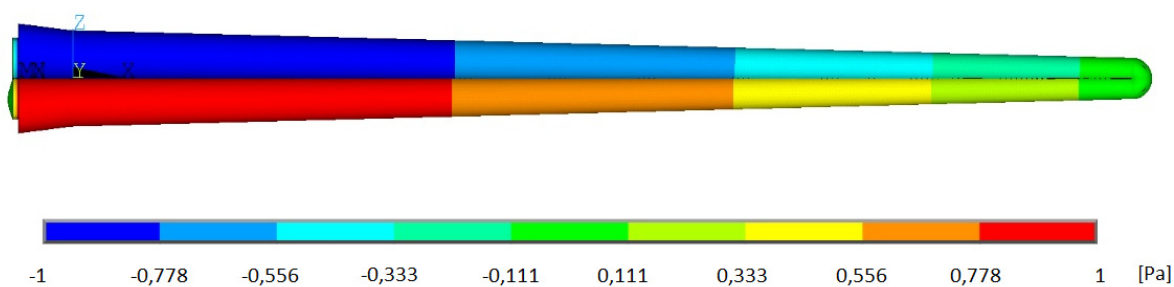


Obr. 6-2: Druhý mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 21,1 kHz.



Obr. 6-3: Třetí mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 29,5 kHz.

Pro řešení harmonické a přechodové oblasti je nutné aktivovat systém tlakem na oválné okénko. Na druhé straně dochází také k vibracím okrouhlého okénka. V případě uvolnění posuvů obou okének, projeví se to vznikem dalšího módu s frekvencí 1255 Hz. Kavita kochley má tedy dva módy s frekvencí 1255 a 7184 Hz, které se mohou vybudit a ovlivnit tím výchylky bazilární membrány.



Obr. 6-4: První mód kavity s odblokovanými posuvy okének – vlastní frekvence 1255 Hz.

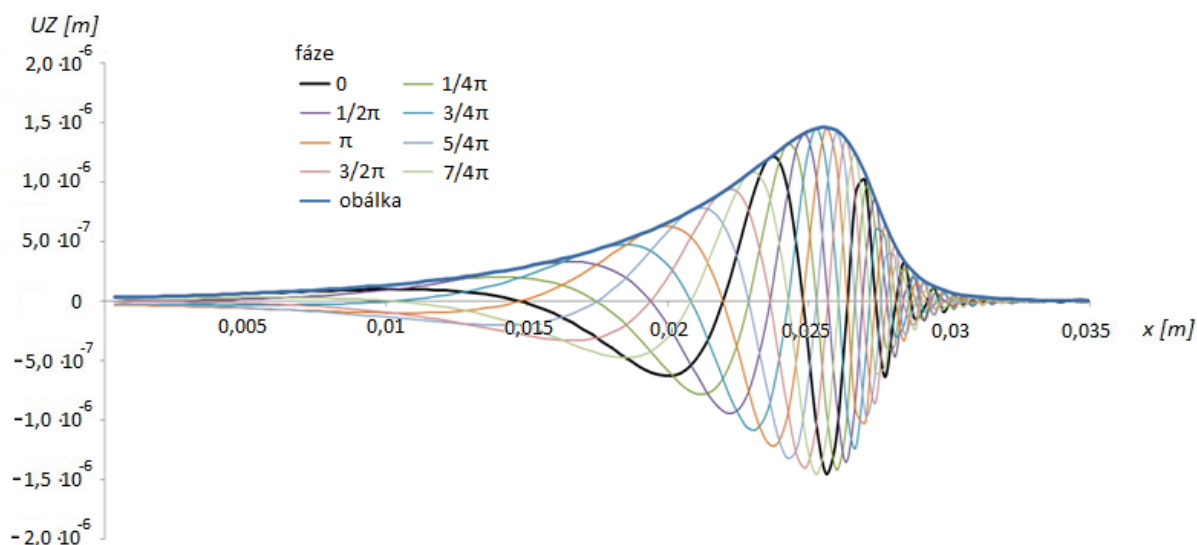
6.2. Harmonická analýza

Harmonická analýza je prováděna v rozsahu od 25Hz do 16000Hz (v 11 krocích), což přibližně odpovídá rozsahu frekvencí, které vnímá člověk se zdravým sluchem. Na oválné okénko působí harmonické tlakové zatížení, které nahrazuje kmitání středoušních kůstek. Zadaný tlak má pro všechny frekvence stejnou velikost 12,6 Pa. Velikost odpovídá tlaku při hladině 80 dB SPL s vlivem zesílení středního ucha. Ačkoli je toto zesílení frekvenčně závislé, uvažuji pouze jeho největší hodnotu asi 36 dB SPL. Vzhledem k tomu že model je lineární je možné v případě potřeby dodatečně aplikovat frekvenčně závislou přenosovou funkci středního a vnějšího ucha na výsledky analýzy. Působení atmosférického tlaku neuvažuji, jelikož silové působení na oválné i okrouhlé okénko kochley je vždy v rovnováze s i bez působení atmosférického tlaku.

6.2.1. Běžící vlna

Výsledkem harmonické analýzy je reálná a imaginární složka (resp. amplituda a fáze) akustického tlaku, který vytváří harmonické tlakové pole v kochleární kapalině. Tlak kapaliny působí na plochu bazilární membrány, ji vychyluje v příčném směru (osa z). Amplitudy příčných výchylek bazilární membrány jsou v jejím podélném směru fázově posunuty, tím vzniká efekt běžící vlny. Běžící vlna v bazilární membráně se šíří v jejím podélném směru od báze k apexu. Na obr. 6-5 je ukázána amplitúda posuvů bazilární membrány v příčném směru UZ pro různé fáze ustáleného harmonického pohybu při frekvenci 800 Hz. Fáze jsou zobrazeny po 45°. To znamená v 8 krocích pro jednu periodu harmonického pohybu.

Vlna se šíří od báze kochley, kde je výchylka nulová směrem k apikálnímu konci, její výchylka roste až do místa, kde je charakteristická frekvence bazilární membrány pro ohybové kmity shodná s budící frekvencí na oválném okénku. Při dalším šíření směrem k apexu dochází ke snižování výchylky opět až do nuly. Běžící vlna bazilární membránou má několik vrcholů. Pro posouzení míry excitace vláskových buněk je důležité posuzovat velikost maximální amplituty v jednotlivých bodech podél bazilární membrány. Proložení všech maxim, která jsou vybudena v průběhu harmonického kmitání, se získá obálka posuvů UZ bazilární membrány (modrá křivka obr. 6-5).



Obr. 6-5: Fáze běžící vlny bazilární membrány při harmonickém buzení s frekvencí 800 Hz.

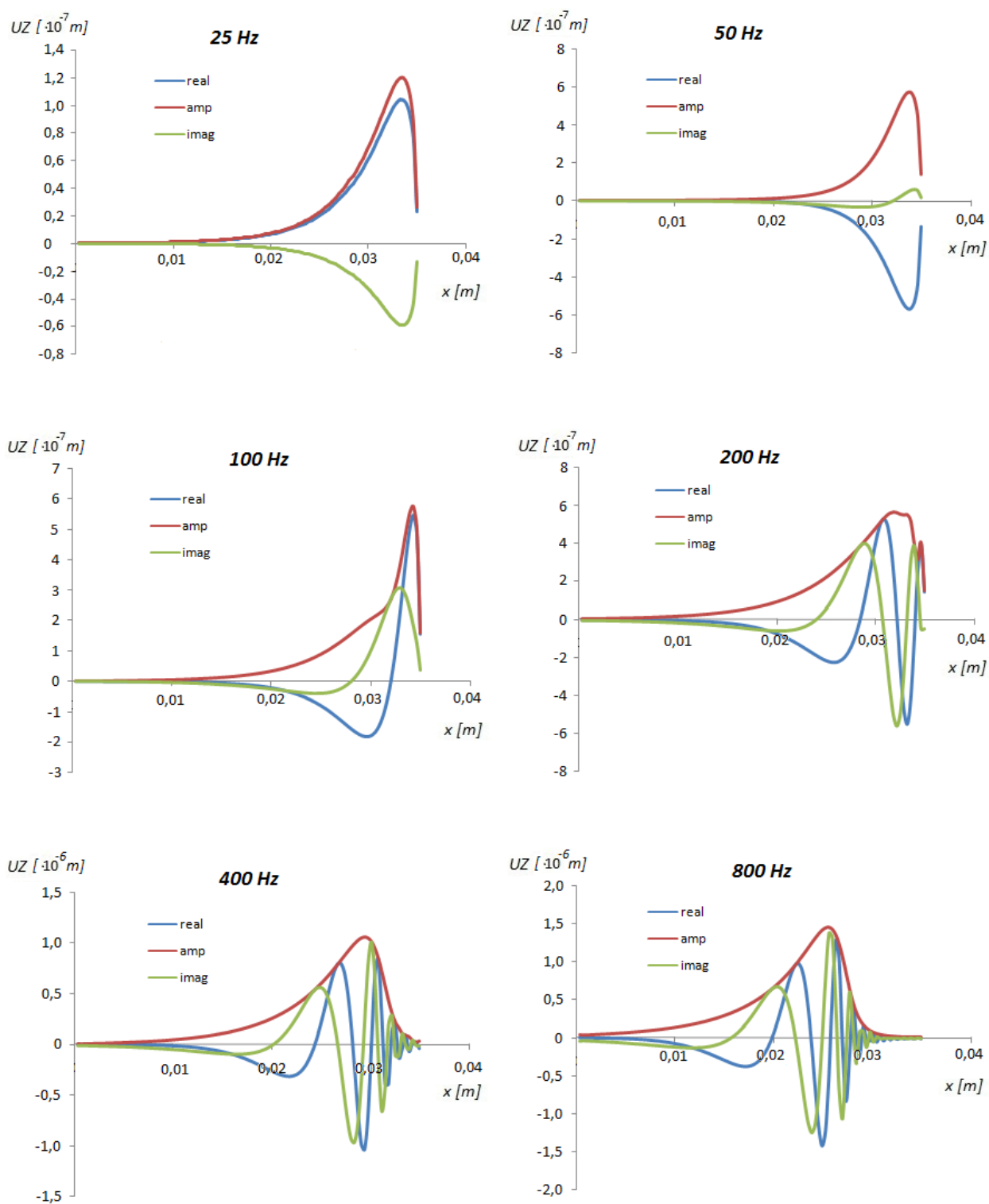
6.2.2. Harmonická analýza

Na následujících grafech obr. 6-6 a obr. 6-7 je ukázána výchylka bazilární membrány pro různé frekvence v rozsahu od 25 do 16000 Hz. Běžící vlna je zde na rozdíl od předchozího případu charakterizována pouze reálnou a imaginární složkou harmonického pohybu. Pro doplnění pak také amplitudou (obálkou) výchylky UZ.

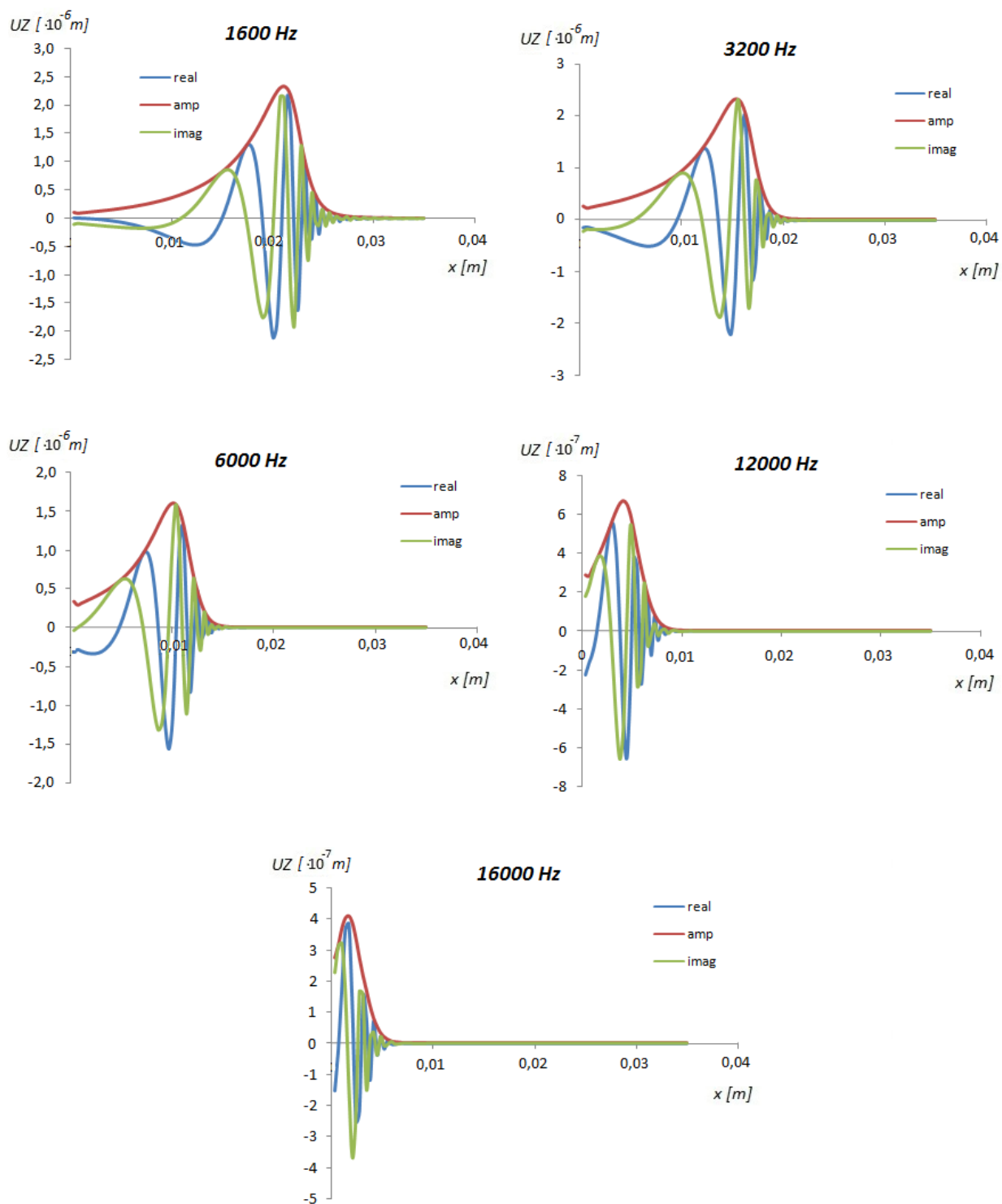
Vztahy mezi reálně/imaginárními a amplitudo/fázovými složkami harmonického pohybu vyjadřují rovnice (6-1) a (5-4) [1].

$$F_{Real} = F_0 \cdot \cos \varphi \quad F_0 = \sqrt{F_{Real}^2 + F_{Imag}^2} \quad (6-1)$$

$$F_{Imag} = F_0 \cdot \sin \varphi \quad \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{F_{Imag}}{F_{Real}} \right) \quad (6-2)$$

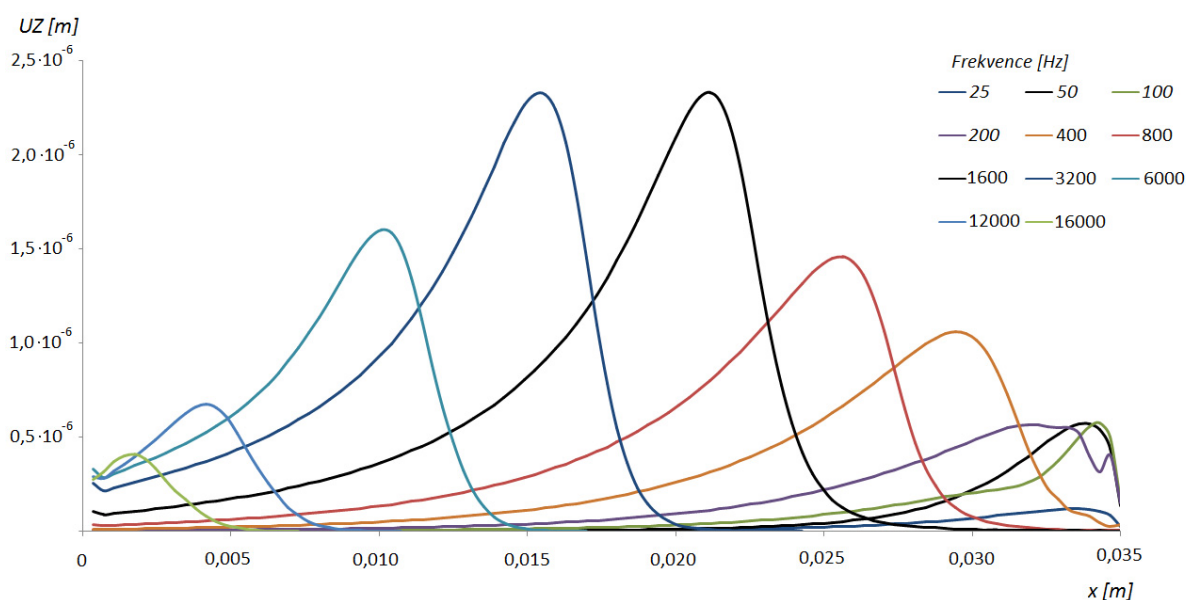


Obr. 6-6: Odezva bazilární membrány při harmonickém buzení 25 – 800 Hz.



Obr. 6-7: Odezva bazilární membrány při harmonickém buzení 1600 – 16000 Hz.

Vzájemným porovnáním vypočtených amplitudových odezev pro různé frekvence získáme graf na obr. 6-8. Ukazuje změnu polohy maxima obálky v závislosti na budící frekvenci. Pro nízké frekvence buzení se nachází maximální výchylka v apikální oblasti a s růstem frekvence se maximum posouvá směrem k bázi. Zároveň je možné pozorovat i změnu ve velikosti výchylek obálky pro různé budící frekvence. Přibližováním k hraničním hodnotám frekvenčního rozsahu sluchu se amplituda zmenšuje. Naopak pro frekvence s nejnižší prahovou hodnotou vnímání 1-3 kHz je amplituda největší. To souvisí se zesilováním zvuku ve frekvenčním rozsahu řeči.



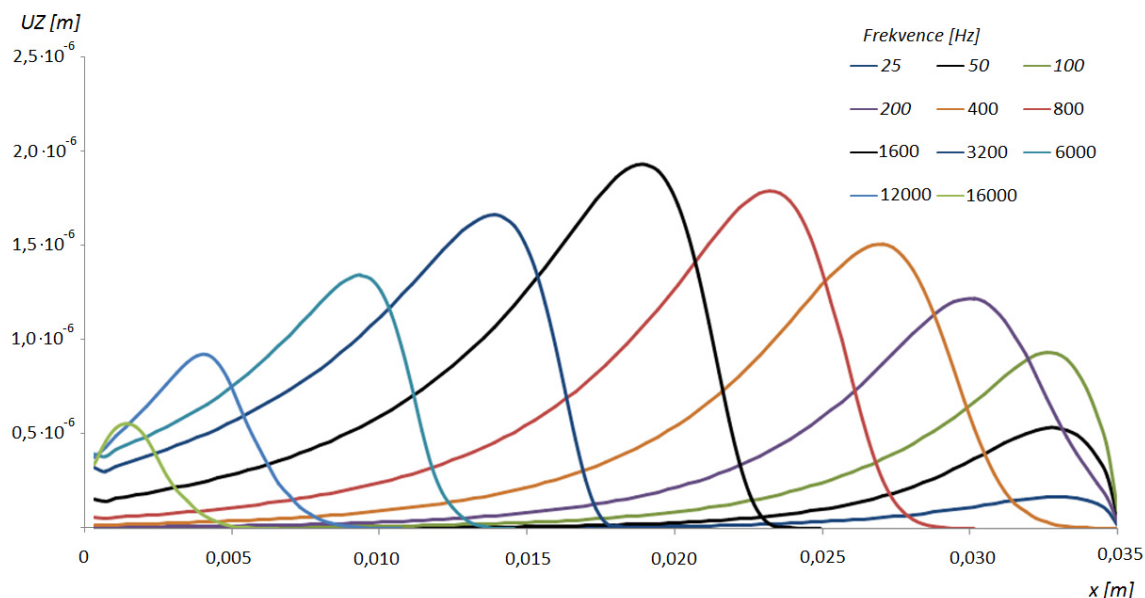
Obr. 6-8: Obálky výchylek bazilární membrány pro některé frekvence v rozsahu slyšitelnosti.

Pro nízké frekvence (25 – 200 Hz) můžeme sledovat zvláštní chování. Výchylky zde s frekvencí nerostou rovnoměrně a maxima se neposouvají směrem k bázi. Toto je způsobeno přechodem z prvního strukturního módu bazilární membrány působícího v rozsahu (25 – 50 Hz) na druhý (100 – 200 Hz). Druhý mód má výraznější vrchol druhé vlny viz obr. 6-6 při 100 Hz. V menší míře k tomuto dochází i při přechodu z druhého na třetí mód bazilární membrány. Polohový princip kódování zvuků zde nemůže probíhat. Nejspíš je v oblasti nízkých frekvencí zastoupen časovým kódováním zvuku, což je i v souladu s předpokládaným chováním skutečné kochley [13].

6.2.3. Tlumení

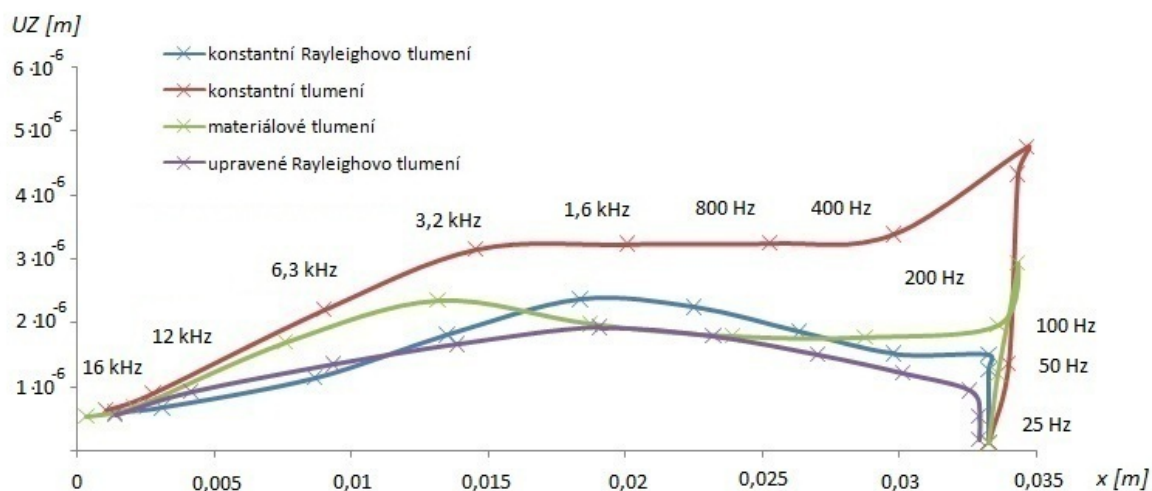
Předešlé harmonické řešení bylo získáno za použití Rayleighova tlumení, kdy matice tlumení struktury je dána lineární funkcí matice tuhosti a hmotnosti. Poměr vlivu matice tuhosti a hmotnosti na tlumení je dán koeficienty α a β . Pro získání závislosti obr. 6-8 byly koeficienty α a β voleny co nejmenší, ale zároveň tak abych získal hladké křivky odezev bazilární membrány pro všechny řešené frekvence. Výsledné výchylky bazilární membrány pro tlumenou harmonickou analýzu byly ve všech případech tlumení maximálně o 30% nižší než u netlumené analýzy. Hodnoty pro α se pohybovaly v rozsahu 10 až $1 \cdot 10^5$ a pro β $1 \cdot 10^{-3}$ až $5 \cdot 10^{-6}$.

Změnou koeficientů tlumení je možné druhý vrchol vlny druhého módu potlačit, tím lze získat lépe navazující průběhy odezev v apikální oblasti bazilární membrány obr. 6-9. Dochází zde však ke skokové změně tlumení mezi prvním a druhým módem bazilární membrány. Je tedy otázkou jakým způsobem by se v kochley tento skok v tlumení realizoval, pokud by to vůbec bylo možné. Navíc ani zde bazilární membrána není schopna nízké frekvence do 100 Hz kódovat polohou. Proto se znovu přikláním k názoru, že nízkofrekvenční zvuk (přibližně do 200 Hz) je kompletně přenášen časovým kódováním v nervových vláknech.



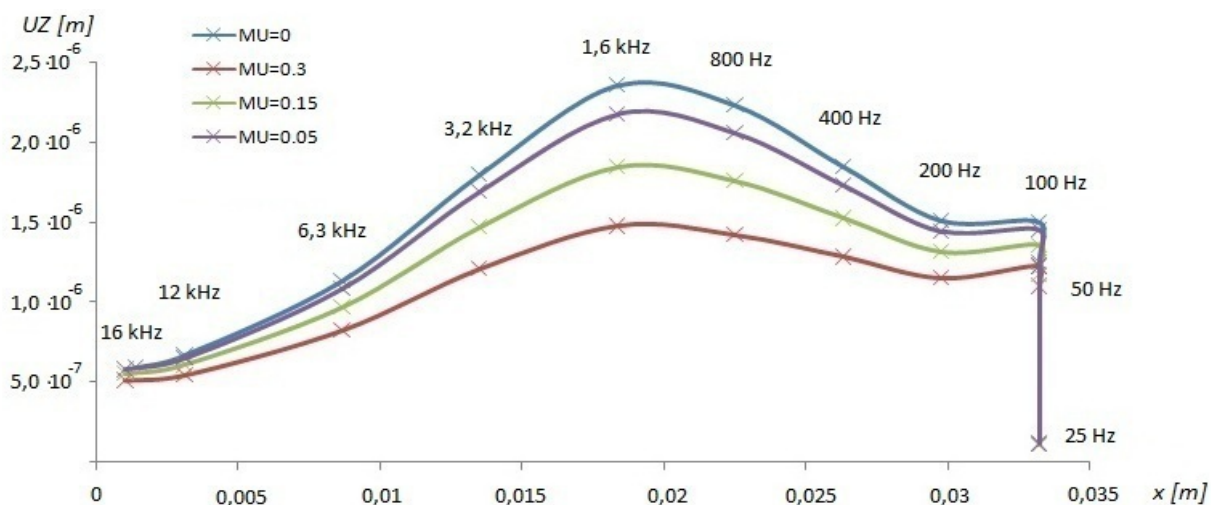
Obr. 6-9: Obálky výchylek bazilární membrány pro některé frekvence v rozsahu slyšitelnosti s upravením tlumením v apikální oblasti.

Dále jsem provedl i několik řešení s jinými způsoby zadání tlumení. Použil jsem materiálové tlumení, které se zadává jako jedna z charakteristik modelu materiálu příkazem DMPR v rozsahu 0.08 až 0.18. Dále konstantní Rayleighovo tlumení s koeficienty $\alpha = 2,5 \cdot 10^5$ a $\beta = 1 \cdot 10^{-8}$. Nakonec konstantní tlumení pro harmonickou analýzu pomocí příkazu DMPRAT o velikosti 0,15. Porovnání různých druhů tlumení je na obr. 6-10.



Obr. 6-10: Maximální amplitudy bazilární membrány pro různá tlumení.

Další možností jak ovlivnit tlumení je zadáním pohltivosti zvukových vln v akustickém prostředí příkazem MU. Na obr. 6-11 můžeme sledovat útlum maximálních výchylek bazilární membrány při růstu pohltivosti stěn. Velikost tlumení vlivem pohltivosti je frekvenčně závislá a nejvíce se projeví ve střední části kochley tj. při frekvencích 400 až 3200 Hz. Jasně se ukazuje, že polohové kódování frekvence je nezávislé na pohltivosti MU.

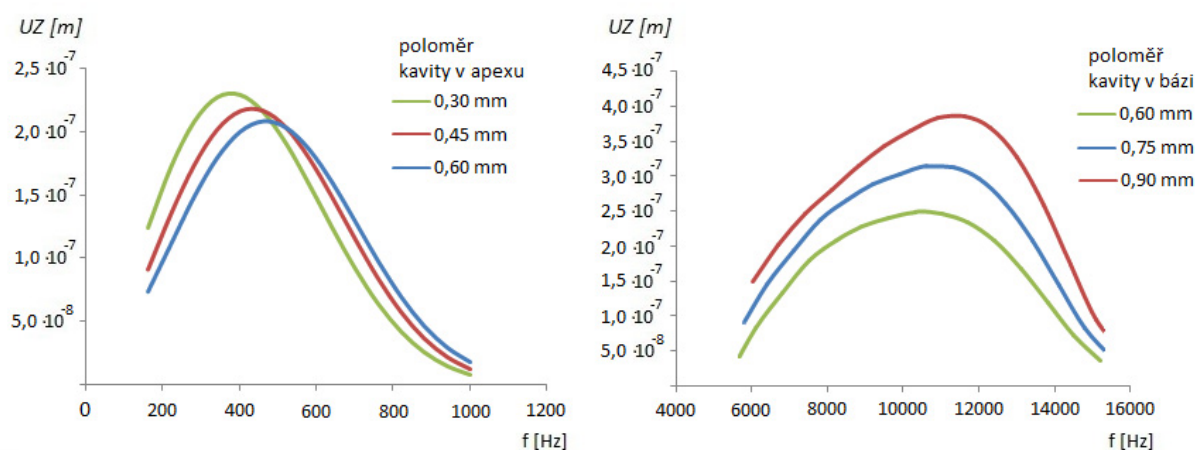


Obr. 6-11: Vliv tlumení v akustickém prostředí na maxima amplitud bazilární membrány.

6.2.4. Vliv tvaru kavity na spektrum

Kostěný labyrint tvořící hranici prostoru kapaliny se vyznačuje svým specifickým spirálovitým tvarem. Tento složitý tvar je částečně zjednodušen dle kapitoly 5.2.2. Jedna z důležitých vlastností kavity je její měnící se průměr. Ten je v místě báze přibližně dvakrát větší než v apikálním konci. Ačkoli je tvar kochley daný zadáním, je zajímavé sledovat, jak měnící se průměr kostěného labyrintu ovlivňuje polohovou dekompozici zvuku.

Jako vhodný numerický model jsem zvolil model kochley s konstantním poloměrem kavity akustického prostředí 0,6 mm. Poté jsem v několika krocích měnil poloměr kavity v bázi i apexu. Cílem bylo zjistit, jak změna poloměru ovlivňuje spektrum výchylek bazilární membrány. Odečet spektra jsem provedl ve dvou bodech, jeden v blízkosti báze a druhý blízko apikálního konce. Výsledná spektra jsou zobrazena na obr. 6-12.



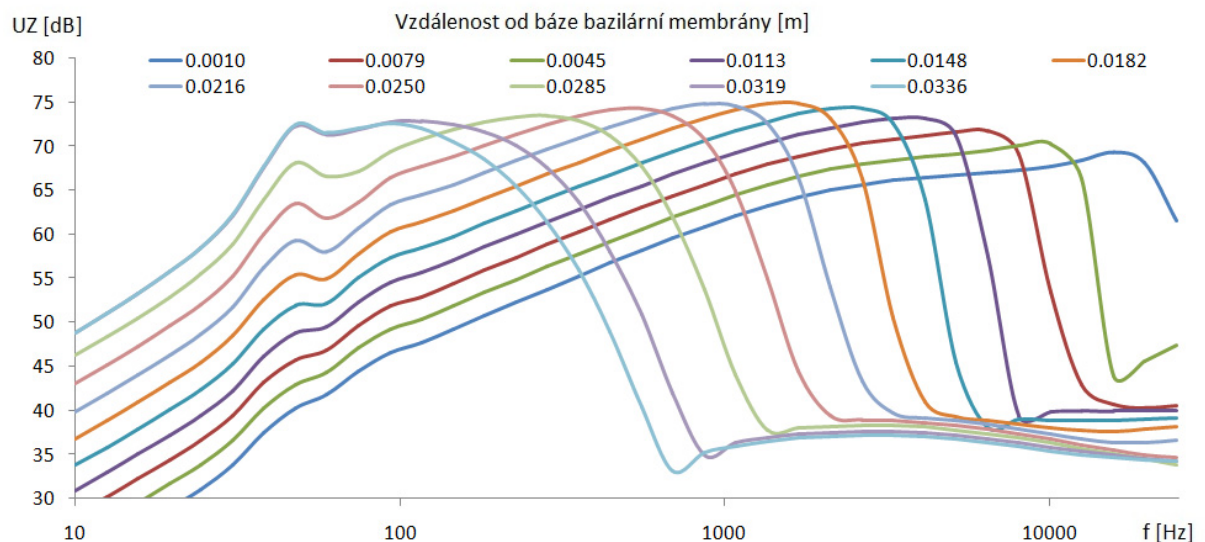
Obr. 6-12: Spektrum bazilární membrány blízko apikálního konce $x = 2,59 \cdot 10^{-2}$ m (vlevo), spektrum v místě báze $x = 3,41 \cdot 10^{-4}$ m (vpravo).

Při zmenšování poloměru kavity dochází k posuvu spektra výchylky směrem k nižším frekvencím. Proto je poloměr v apikální části kochley malý, čímž dojde k posuvu charakteristické frekvence bazilární membrány k ještě nižším hodnotám. Naopak v bázi je poloměr kavity větší, aby charakteristická frekvence vzrostla. Z tohoto lze usoudit na důležitou roli proměnlivosti velikosti kavity, pro zvýšení šířky rozsahu slyšitelných frekvencí. Navíc se změnou velikosti kavity dochází k růstu amplitudy, který je větší v bázi, tím napomáhá k zesílení menších amplitud v této oblasti v důsledku vysoké tuhosti.

6.2.5. Spektrum bazilární membrány v kochley

K výpočtu spektra bazilární membrány jsem použil model kochley s výchozími parametry viz kapitoly 5.2.1, 5.2.2 a konstantním Rayleigho tlumením 6.2.3. Spektrum je řešeno ve vybraných bodech v podélném směru bazilární membrány. Frekvence jsou voleny v třetinooktávových pásmech v rozsahu od 10 Hz do 24,6 kHz s 36 kroky. Hodnoty amplitudy bazilární membrány jsou vyjádřeny dekadickým logaritmem poměru sledované veličiny a referenční hodnoty. Referenční hodnota hladiny amplitud je amplituda bazilární membrány při hodnotě akustického tlaku $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} Pa$ a frekvenci 1600 Hz. Budící tlak odpovídá akustickému tlaku při 80dB SPL.

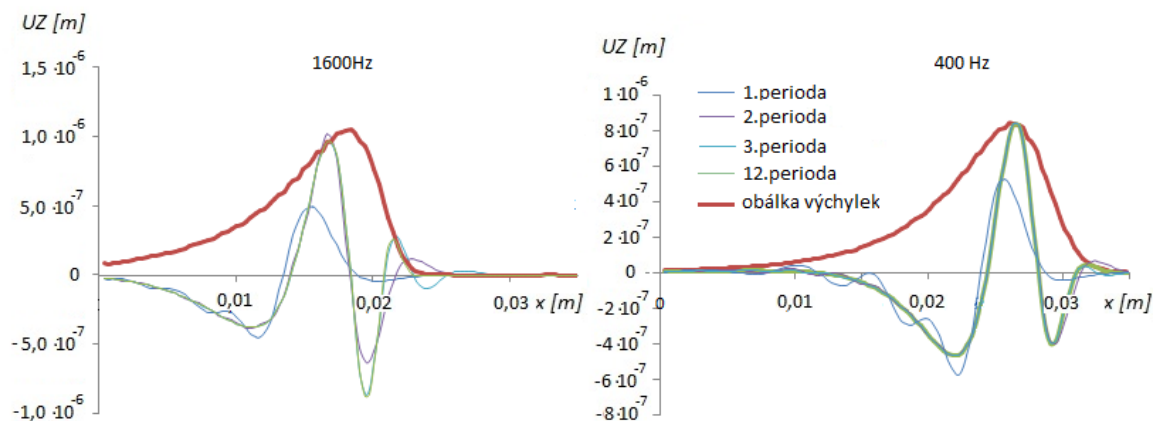
Spektrum na obr. 6-13 ukazuje frekvenční selektivitu bazilární membrány. Frekvence, při které dochází k vybuzení maximální amplitudy každého spektra, je označována jako charakteristická frekvence. Frekvenční selektivita bazilární membrány vykazuje pro frekvence větší než charakteristická frekvence velmi ostré ladění, naopak pro frekvence menší je ladění méně ostré. To potvrzují i experimentální výsledky měření frekvenční selektivity sluchových nervů, do kterých se promítá právě spektrum bazilární membrány [13]. Také výsledky experimentálních měření odezvy bazilární membrány v pasivní kochley, jaké prováděl např. G. Békésy, jsou v souladu s výsledky tohoto numerického modelu.



Obr. 6-13: Spektrum bazilární membrány (referenční hodnota $UZ = 4 \cdot 10^{-16} m$).

6.3. Dekompozice komplexního zvuku

Řešení odezvy bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem je nutné provést v časové oblasti tj. přechodové řešení. Budící tlak na oválném okénku je funkcí jedné až tří harmonických složek. Vzhledem k vyšší výpočtové náročnosti jsem byl nucen použít hrubší diskretizaci modelu kochley. Počet akustických a strukturních elementů klesl přibližně z $5 \cdot 10^5$ na $1 \cdot 10^5$. Za podstatné jsem si kladl, aby výsledky harmonického a přechodového řešení byly co do kvality srovnatelné. Ověřil jsem to přechodovým řešením jednoho harmonického signálu působícího na oválné okénko. Prvotní nastavení výpočtu bylo na 432 kroků, to odpovídá 36 krokům na každou z 12 period. Ukázalo se však, že je možné provádět řešení i s krokem 12 aniž by to výrazně ovlivnilo výsledky. Soustava je tlumena proporcionálně stejně jako u harmonického řešení $\alpha = 2,5 \cdot 10^6$ $\beta = 1 \cdot 10^{-7}$. Odezva bazilární membrány v časové oblasti obr. 6-14 se velmi dobře shoduje s předchozími výpočty ve frekvenční doméně viz kapitola 6.2.2.



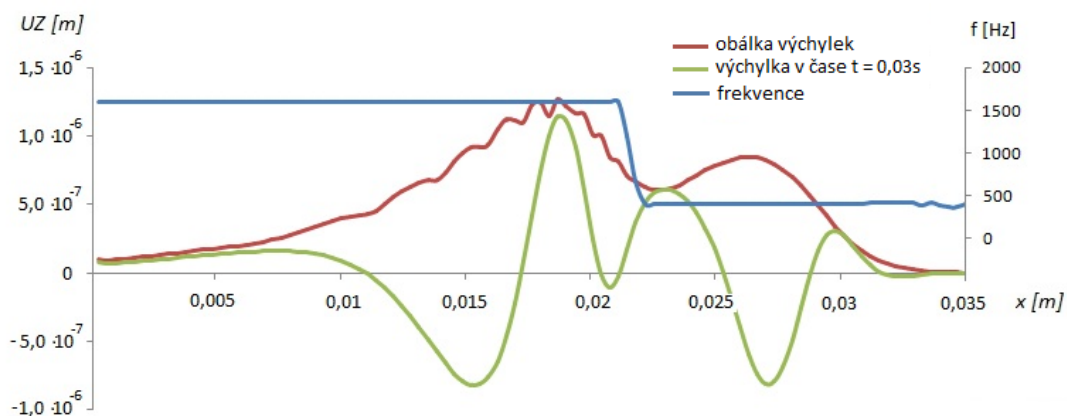
Obr. 6-14: Odezva bazilární membrány na buzení čistým tónem o frekvenci 1600 Hz a 400 Hz, řešení v časové oblasti.

Frekvenci vstupního signálu jsem zvolil 400 Hz, 1600 Hz, 6400 Hz. Ve všech třech případech se podstatná část odezvy ustálí do třetí periody budícího signálu. Zůstává pouze nevýrazná vlna za vrcholem obálky výchylek, šířící se směrem k apikálnímu konci, kde se utlumuje. Vzniká v důsledku přechodového děje. Tato vlna pravděpodobně nijak neovlivňuje proces vnímání zvuku. O úplném ustálení odezvy lze hovořit přibližně od osmé periody

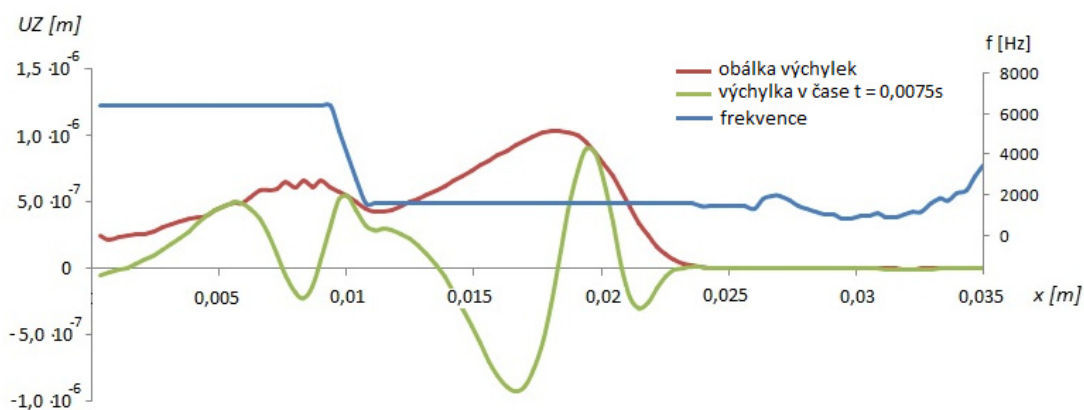
budícího signálu. Výsledky získané na základě řešení v časové oblasti uvažují šíření tlakových změn v kavitě a ukazují, jak se tlaková vlna šíří scalou vestibuli a scalou tympani odraží se od okrouhlého okénka a šíří se zpět. Zároveň však tlaková vlna ve scale vestibuli vychyluje bazilární membránu a tím mění tlak ve scale tympani, odkud se část vlny šíří k bázi a část k apexu. Působení jednotlivých vln se vzájemně sčítá a po čase dochází k ustálení postupného vlnění v kapalině kavity. Čas nutný k ustálení harmonického tlakového pole v kavitě, je stejný s časem nutným k ustálení odezvy bazilární membrány. Pro případ buzení frekvencí 1600 Hz je přibližně roven době trvání osmi period budícího signálu.

Pro modelování procesu dekompozice komplexního zvuku je zadán budící tlak složen dvěma harmonickými funkcemi. V prvním případě je frekvence 400 Hz a 1600Hz, v druhém pak 1600 Hz a 6400 Hz. Celkem 576 kroků pro 48 period signálu o vyšší frekvenci. Budící tlak na oválné okénko je zadán funkcí (6-3), kde $p_0 = 10 \text{ Pa}$.

$$p(t) = p_0 \cdot (\cos \Omega_1 t + \cos \Omega_2 t) \quad (6-3)$$

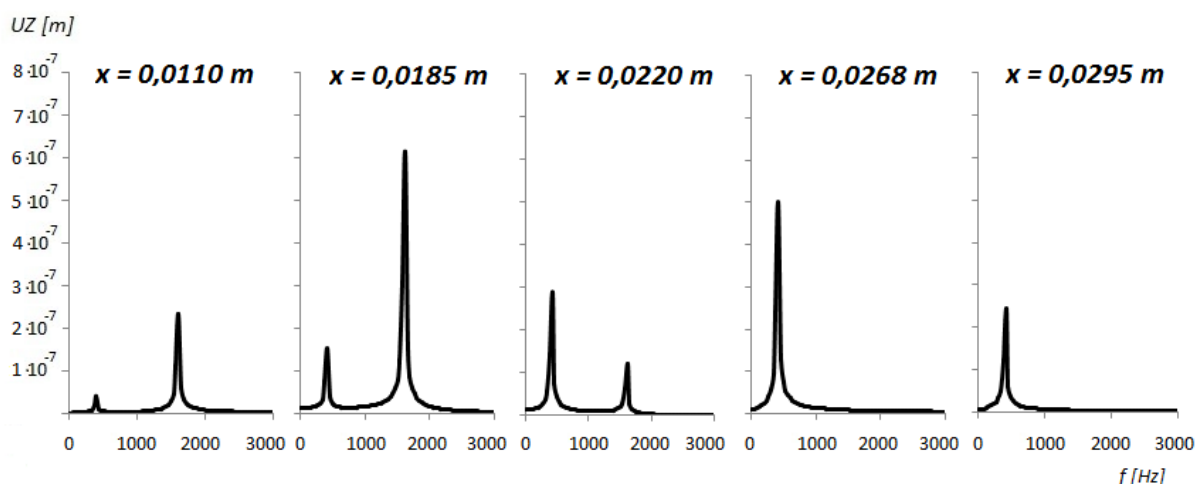


Obr. 6-15: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 1600Hz a 400Hz, řešení v časové oblasti.



Obr. 6-16: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 6400Hz a 1600Hz, řešení v časové oblasti.

V souladu s polohovým principem kódování frekvence se na obálce amplitud bazilární membrány vytvoří dvě maxima. Pro ověření časového principu kódování frekvence je vhodné použít rychlou Fourierovu transformaci a převést amplitudy v jednotlivých nodech modelu bazilární membrány z časové oblasti do frekvenční. Spektrum výchylek obsahuje harmonické složky, jejichž frekvence odpovídá frekvencím složek budícího signálu. Poměr jednotlivých složek se v podélném směru bazilární membrány mění obr. 6-17. Blízko báze mají obě složky malé amplitudu, které vzdalováním od báze rostou. Amplituda roste pro složku o vyšší frekvenci rychleji a svého maxima dosáhne při prvním vrcholu obálky, poté prudce klesá, zatímco složka o nižší frekvenci nadále roste až do svého maxima odpovídající druhému vrcholu obálky.



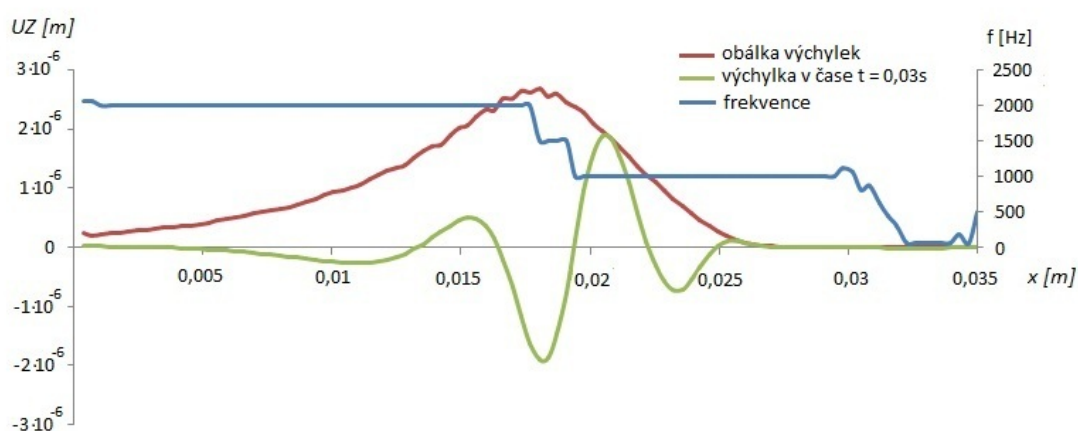
Obr. 6-17: Spektrum odezvy bazilární membrány pro různou vzdálenost od báze. Buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 400 Hz a 1600 Hz, řešení v časové oblasti.

Podle kapitoly 3.4.2 jsou vláskové buňky a nervová soustava schopna přenášet informaci o časovém průběhu výchylky bazilární membrány až do sluchové kůry. Zde může docházet k zpracování tohoto signálu na informaci o spektru vnímaného zvuku. Zůstává otázkou, zdali má sluchová mozková kůra dostatečnou kapacitu pro převedení časových signálů ze všech vnitřních vláskových buněk na jejich spektra. Nabízí se příležitost hledat jiné snadnější metody jak z časového signálu v nervové soustavě určit spektrum budícího zvuku.

Jedna z možností plyne z úvahy, že při hyperpolarizaci vláskové buňky dochází téměř okamžitě k uzavření iontových kanálů, což má za následek zastavení produkce akčního potenciálu v nervovém vlákne po celou dobu hyperpolarizace. Jev se nazývá inhibice a dává mozku jasný podnět o vychýlení bazilární membrány v záporném směru obr. 3-2. Z informace o době trvání mezi dvěma zápornými kmity bazilární membrány lze zjistit dominantní frekvenci spektra výchylek v místě konkrétní vláskové buňky. Závislost této frekvence ukazuje modrá křivka na obr. 6-15 a obr. 6-16. Tímto principem je možné složením informací ze všech vláskových buněk, snadno získat pro mozek důležitou informaci o spektru budícího zvuku z časového kódu.

V případě kdy budící zvuk je složen z více harmonických složek s frekvencemi velmi blízkými, nemohou se vybudit na obálce amplitudy jednotlivé samostatné vrcholy, protože na sebe navzájem navazují. Pro případ kdy je budící tlak složen ze tří harmonických složek o frekvencích 1500, 2000, 2500 Hz je odezva bazilární membrány na obr. 6-18. Je patrné

rozšíření excitované oblasti a zvýšení amplitud, čímž dochází k přenosu informace o frekvenčních složkách buzení polohovým kódem. Další zpřesnění vjemu jednotlivých frekvenčních složek je dáno přenosem časového průběhu amplitudy vlny do mozku. Spektrum odezvy má obdobný průběh jako na obr. 6-17 pouze s tím rozdílem, že obsahuje tři harmonické složky. Stejně jako v předchozích dvou případech lze určit z časového intervalů mezi hyperpolarizacemi dominantní frekvenci v jednotlivých místech bazilární membrány, to ukazuje modrá křivka na obr. 6-18.



Obr. 6-18: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 1500Hz, 2000Hz a 2500Hz, řešení v časové oblasti.

Běžící vlna bazilární membránou je schopna rozkládat obecný budící signál na jeho jednotlivé frekvenční složky, využitím tonotopické organizace související s polohovým kódováním a také na základě časového průběhu vlny.

ZÁVĚR

Základem frekvenční selektivity kochley jsou módy bazilární membrány, které závisí na proměnlivých vlastnostech její geometrie a materiálu. Průběhy všechny těchto parametrů jsou nastaveny tak, aby módy pokrývaly co možná nejširší rozsah frekvencí. Největší vliv na rozsah má modul pružnosti v tahu a šířka bazilární membrány. Přítomnost kapaliny v kochley zapříčiní snížení vlastních frekvencí jednotlivých módů. Zároveň vzájemná interakce mezi strukturální částí a kapalinou způsobí fázové posunutí amplitud módu a původní stojaté vlnění přejde do postupného vlnění. Vznik postupného vlnění je pro dekompozici zvuku nezbytný, především proto, že výsledná obálka postupného vlnění má při jedné budící frekvenci vždy jen jedno maximum. Tohoto není schopna samostatná bazilární membrána, která kmitá stojatým vlněním, protože její módy mohou mít hned několik výrazných vrcholů. Další výhodou postupného vlnění je, že odezva bazilární membrány rovnoměrně navazuje pro všechny budící frekvence, na rozdíl od stojatého vlnění kdy odezva závisí na rozdílu budící frekvence a vlastní frekvence strukturálního módu bazilární membrány.

Modální analýza kavity ukázala, že její první dva módy leží ve frekvenčním rozsahu slyšitelných zvuků. Ve výsledném spektru bazilární membrány se však tyto módy neprojeví. Módy byly počítány pro bazilární membránu s nulovými posuvy. V případě uvolnění bazilární membrány tedy nedojde k jejich vybuzení.

Hlavní podíl na zesilování odezvy má přenosová charakteristika vnějšího a středního ucha. Na zvýšení frekvenčního rozsahu se výrazně podílí tvar kochley. Její průměr se směrem k apikálnímu konci přibližně dvakrát zmenšuje a to posouvá charakteristickou frekvenci v apexu k nižším a v bázi k vyšším frekvencím. Pásmo vnímaných frekvencí se tím rozšíří přibližně o 20%.

Polohový princip kódování frekvence je robustní mechanismus spolehlivě fungující v téměř celém rozsahu slyšitelných frekvencí zvuku s výjimkou nejnižších frekvencí přibližně pod 200 Hz. To je dáno vlastním tvarem prvních dvou módů bazilární membrány. Polohový kód musí být pro tyto nízké frekvence plně nahrazen časovým kódem.

Výsledky získané na základě řešení v časové oblasti uvažují šíření tlakových změn v kavitě a ukazují, že akustický tlak v kavitě se po určitém čase ustálí jako harmonické akustické tlakové pole mající podobu postupného vlnění. Čas potřebný k ustálení akustického pole v kapalině je stejný jako čas ustálení odezvy bazilární membrány a závisí na frekvenci

zvuku a tlumení systému. Pro použitý numerický model je to přibližně doba trvání osm period budícího harmonického signálu. K dostatečné excitaci vláskových buněk však dochází dříve a to již mezi druhou a třetí periodou budícího signálu.

Řešení v časové doméně dále potvrdilo schopnost kochley rozkládat zvuk tvořený větším počtem harmonických složek, podle polohového principu využívajícího tonotopického uspořádání sluchové soustavy. Tento mechanismus je dále podpořen přenosem informace o časovém průběhu výchylky bazilární membrány na každou vláskovou buňku a následně veden do mozku.

Výsledky získané numerickým modelováním, se shodují s experimenty prováděnými na neživých kochleách a pomáhají obohatit naše znalosti o funkci pasivní kochley. V budoucnu bych se rád zaměřil na postupné zahrnutí aktivních procesů a nelinearit do numerického modelu. Tak bychom mohli lépe modelovat chování živé kochley, což by jistě pomohlo při hledání příčin nejrůznějších onemocnění a dysfunkcí vnitřního ucha.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A ZDROJŮ

- [1] ANSYS, Inc.: ANSYS, Inc. Ansys help system. [ANSYS Release 12.0], Help system, 2009
- [2] ANSYS, Inc.: ANSYS, Inc. Theory Reference - Acoustics. [ANSYS Release 12.0], Help system, 2009
- [3] Brepta R., Půst L., Turek F.: Mechanické kmitání, Technický průvodce, Sobotáles, Praha 1994
- [4] Bronzino J. D.: The Biomedical Engineering Handbook, CRC Press LLC, Boca Racon, 2000
- [5] Čihák R.: Anatomie III. díl, druhé vydání, Grada, Praha, 2000
- [6] Dušek D.: Modelování mechaniky lidského sluchu pomocí MKP, Disertační práce, VUT FSI, Brno, 2007
- [7] Fink A. J. P., A physicist's guide to the ear, Carleton College, elektronické podpory, 2004, dostupné na <http://digitalcommons.carleton.edu/pacp/6>
- [8] Gan R., Reeves B., Wang X.: Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 12, Springer Netherlands, 2007
- [9] Janíček P.: Systémové pojetí oborů pro techniku – hledání souvislostí I, Cerm, Vutium, Brno, 2007
- [10] Janovský P.: Modelování lidského sluchu. Disertační práce, VUT FSI, Brno, 2004
- [11] Liu S., White R. D.: Basilar membrane properties, J. Acoust. Soc. Am., Vol. 123, No. 4, April 2008
- [12] Mišun V.: Vibrace a hluk. Skripta VUT FSI, Brno, 2005
- [13] Moller R.: Hearing - Anatomy, Physiology and Disorders of the Auditory System. Academic Press, Burlington, 2006.
- [14] Raphael Y., Altschuler R. A.: Structure and innervation of the cochlea, Brain Resesearch Bulletin, Vol. 60, No 5-6, Elsevier, 2003
- [15] Rossing T.: Springer Handbook of Acoustics, Springer, Würzburg, 2007
- [16] Vrbka J.: Mechanika kompozitů, Skripta VUT FSI, Brno, 2008

- [17] Yost W.: Fundamentals of Hearing. Academic Press, New York, 2000.
- [18] <http://147.162.36.50/cochlea/cochleapages/theory/bm/bm.htm>
- [19] http://alexandria.healthlibrary.ca/documents/notes/bom/unit_6/Lec%2052%20_cul_ves.xml
- [20] <http://openlearn.open.ac.uk/mod/oucontent/view.php?id=398672§ion=1.3.5>
- [21] <http://oto2.wustl.edu/cochlea/model/cochdim.htm>
- [22] http://www.arthursclipart.org/medical/senseorgans/page_01.htm

SEZNAM VELIČIN SYMBOLŮ A ZKRATEK

| | |
|----------------|---|
| $[C_e]$ | matice tlumení struktury |
| $[C_e^P]$ | matice tlumení kapaliny |
| $[K_e]$ | matice tuhosti struktury |
| $[K_e^P]$ | matice tuhosti kapaliny |
| $[K^{fs}]$ | matice tuhosti od interakce |
| $[M_e]$ | matice hmotnosti struktury |
| $[M_e^P]$ | matice hmotnosti kapaliny |
| $[M^{fs}]$ | matice hmotnosti od interakce |
| $\{F_e\}$ | vektor budících sil |
| $\{F_e^{PR}\}$ | vektor budících sil od tlaku kapaliny |
| $\{L\}$ | Laplaceův maticový operátor |
| $\{n\}$ | normálový vektor na hranici kapaliny |
| $\{N\}$ | vektor bázových funkcí tlaku |
| $\{N\}$ | vektor bázových funkcí posuvu |
| $\{P_e\}$ | vektor uzlových tlaků |
| $\{u\}$ | vektor posuvů struktury na rozhraní interakce |
| $\{u_e\}$ | vektor uzlových posunutí |
| a | šířka desky $[m]$ |
| b | délka desky $[m]$ |
| c | rychlost zvuku v kapalině $[m \cdot s^{-1}]$ |
| D | ohybová tuhost desky $[Pa \cdot m^3]$ |
| E | modul pružnosti v tahu $[Pa]$ |
| E_f | modul pružnosti v tahu vlákna $[Pa]$ |
| E_L | modul pružnosti v tahu longitudinální $[Pa]$ |
| E_m | modul pružnosti v tahu matrice $[Pa]$ |

| | |
|---------------|--|
| E_T | modul pružnosti v tahu transverzální [Pa] |
| G_{LT} | smykový modul pružnosti kompozitu [Pa] |
| G_{TT} | smykový modul pružnosti kompozitu [Pa] |
| h | tloušťka bazilární membrány [m] |
| K | modul stlačitelnosti kapaliny [Pa] |
| P | akustický tlak [Pa] |
| r | absorpce zvukových vln [–] |
| t | čas [s] |
| v_f | objemový podíl vláken v kompozitu [–] |
| v_m | objemový podíl matrice v kompozitu [–] |
| x | vzdálenost od báze bazilární membrány [m] |
| α | součinitel matice hmotnosti proporcionálního tlumení [–] |
| β | součinitel matice tuhosti proporcionálního tlumení [–] |
| $\bar{\beta}$ | součinitel absorpce zvuku [–] |
| μ_f | Poissonovo číslo vlákna [–] |
| μ_m | Poissonovo číslo matrice [–] |
| μ_{LT} | Poissonovo číslo kompozitu [–] |
| μ_{TL} | Poissonovo číslo kompozitu [–] |
| ρ_0 | střední hustota kapaliny [$kg \cdot m^{-3}$] |
| ρ_f | hustota vlákna [$kg \cdot m^{-3}$] |
| ρ_m | hustota matrice [$kg \cdot m^{-3}$] |
| Ω | úhlová rychlost [$rad \cdot s^{-1}$] |
| Amp | amplituda |
| Imag | imaginární část komplexního čísla |
| Real | reálná část komplexního čísla |

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|---|----|
| Obr. 2-1: Anatomie rovnovážného a sluchového orgánu [22] | 11 |
| Obr. 2-2: Detailnější popis uspořádání labyrintů v kochley (vlevo) [23], Schématické znázornění systému kochleární kapaliny (vpravo) [13] str.16. | 12 |
| Obr. 2-3: Řez druhým závitem kochley morčete. [13] str. 11. | 13 |
| Obr. 3-1: Schematické zobrazení vzniku smykové síly mezi vláskovými buňkami a tektoriální membránou vlivem vychýlení bazilární membrány. a) smyková síla způsobená vychýlením směrem ke scala vestibuli. b) vztah mezi vláskovými buňkami a tektoriální membránou bez stimulu. c) smyková síla v opačném směru než ukazuje (a) po vychýlení ve směru scala tympani. [20]..... | 15 |
| Obr. 3-2: Závislost receptorového potenciálu na ohybu stereocílií (vlevo) [20], schematické znázornění důležitých komponent pro transdukcii ve vnitřní vláskové buňce (vpravo) [15] str.444 | 16 |
| Obr. 3-3: Schematické znázornění inervace vláskových buněk [13] str. 15. | 17 |
| Obr. 3-4: Změna rychlosti akčního potenciálu v nervových vláknech v jednotlivých fázích excitace a inhibice vláskové buňky [19]..... | 18 |
| Obr. 3-5: Závislost rychlosti výbojů na intenzitě zvukového podmětu [15] str. 442..... | 20 |
| Obr. 5-1: a) Závislosti materiálových a geometrických parametrů modelu [10]. b) Konečnoprvkový model bazilární membrány. | 24 |
| Obr. 5-2: Vlastní tvary a frekvence bazilární membrány [10]. | 25 |
| Obr. 5-3: Závislost první vlastní frekvence na parametrech materiálu a geometrie modelu.... | 26 |
| Obr. 5-4: Pátý mód – tloušťka bazilární membrány roste směrem k apexu. První módy podstruktur s vlastní frekvencí stejnou s vlastní frekvencí původní struktury..... | 27 |
| Obr. 5-5: Pátý mód – tloušťka bazilární membrány roste směrem k bázi. První módy podstruktur s vlastní frekvencí stejnou s vlastní frekvencí původní struktury..... | 27 |
| Obr. 5-6: Schematické znázornění podmnožin systému podstatných veličin [9]. | 29 |
| Obr. 5-7: Směrové uspořádání vláken v kompozitu (vlevo), geometrie objemového modelu bazilární membrány s vyznačenými směry orientace materiálu (vpravo)..... | 31 |
| Obr. 5-8: Schematické znázornění uspořádání prvků modelu..... | 32 |

| | |
|--|----|
| Obr. 5-9: Rovnoměrná konečnoprvková síť..... | 33 |
| Obr. 6-1: První mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 7184 Hz. | 35 |
| Obr. 6-2: Druhý mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 21,1 kHz. | 36 |
| Obr. 6-3: Třetí mód uzavřené kavity - vlastní frekvence 29,5 kHz..... | 36 |
| Obr. 6-4: První mód kavity s odblokovanými posuvy okének – vlastní frekvence 1255 Hz... | 36 |
| Obr. 6-5: Fáze běžící vlny bazilární membrány při harmonickém buzení s frekvencí 800 Hz. | 38 |
| Obr. 6-6: Odezva bazilární membrány při harmonickém buzení 25 – 800 Hz. | 39 |
| Obr. 6-7: Odezva bazilární membrány při harmonickém buzení 1600 – 16000 Hz. | 40 |
| Obr. 6-8: Obálky výchylek bazilární membrány pro některé frekvence v rozsahu slyšitelnosti. | 41 |
| Obr. 6-9: Obálky výchylek bazilární membrány pro některé frekvence v rozsahu slyšitelnosti s upravením tlumením v apikální oblasti..... | 42 |
| Obr. 6-10: Maximální amplitudy spekter bazilární membrány pro různá tlumení..... | 43 |
| Obr. 6-11: Vliv tlumení v akustickém prostředí na maxima amplitud bazilární membrány.... | 43 |
| Obr. 6-12: Spektrum bazilární membrány blízko apikálního konce $x = 2,59 \cdot 10^{-2}$ m (vlevo), spektrum v místě báze $x = 3,41 \cdot 10^{-4}$ m (vpravo)..... | 44 |
| Obr. 6-13: Spektrum bazilární membrány (referenční hodnota $U_Z = 4 \cdot 10^{-16}$ m). | 45 |
| Obr. 6-14: Odezva bazilární membrány na buzení čitým tónem o frekvenci 1600 Hz a 400 Hz, řešení v časové oblasti. | 46 |
| Obr. 6-15: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 1600Hz a 400Hz, řešení v časové oblasti..... | 47 |
| Obr. 6-16: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 6400Hz a 1600Hz, řešení v časové oblasti..... | 48 |
| Obr. 6-17: Spektrum odezvy bazilární membrány pro různou vzdálenost od báze. Buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 400 Hz a 1600 Hz, řešení v časové oblasti. | 49 |
| Obr. 6-18: Odezva bazilární membrány na buzení složeným harmonickým signálem o frekvenci 1500Hz, 2000Hz a 2500Hz, řešení v časové oblasti. | 50 |
