

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 337

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Petr Janovský

**Modelování
lidského sluchu**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta strojího inženýrství
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Ing. Petr Janovský

MODELOVÁNÍ LIDSKÉHO SLUCHU

MODELLING OF THE HUMAN HEARING SYSTEM

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Doc. Ing. Vojtěch Mišun, CSc.
Oponenti: Prof. Ing. Ladislav Starek, CSc.
Doc. Ing. Stanislav Žiaran, CSc.
Doc. RNDr. Karel Pellant, CSc.
Datum obhajoby: 15. 9. 2005

Klíčová slova

biomechanika, akustika, vnitřní ucho, cochlea, basilární membrána, postupná rovinná akustická vlna

Key Words

Biomechanics, Acoustics, Inner Ear, Cochlea, Basilar Membrane, Travelling Plane Acoustic Wave

Místo uložení práce

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně,
Technická 2, 616 69 Brno

OBSAH

1 ÚVOD	5
1.1 Formulace problému	5
2 ANATOMIE A FUNKCE LIDSKÉHO UCHA	6
2.1 Anatomie vnitřního ucha.....	6
2.2 Funkce vnitřního ucha.....	7
3 MODELOVÁNÍ VNITŘNÍHO UCHA VE SVĚTĚ	9
3.1 Matematické modely.....	9
3.2 Fyzikální modely.....	10
3.3 Elektrické modely	10
3.4 Objemové modely	11
3.5 Konečnoprvkové modely	12
3.6 Shrnutí.....	13
4 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE	13
5 ŘEŠENÍ.....	14
5.1 Rovinný model cochley	14
5.2 Prostorový model basilární membrány	14
5.2.1 Plochý prostorový model basilární membrány	14
5.2.2 Zatočený prostorový model basilární membrány.....	15
5.3 Použitý software a hardware	16
6 PREZENTACE VÝSLEDKŮ.....	16
6.1 Rovinný model cochley	16
6.2 Plochý prostorový model basilární membrány	18
6.3 Zatočený prostorový model basilární membrány.....	19
6.3.1 První verze modelu	19
6.3.2 Druhá verze modelu.....	21
7 ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	23
7.1 Modelování fyziologické funkce cochley	23
7.1.1 Modelování kmitání basilární membrány	23
7.1.2 Modelování postupné rovinné akustické vlny v cochlee	23
7.2 Modelování patologických jevů v cochlee.....	24
7.2.1 Modelování částečného ucpání cochley.....	24
7.2.2 Modelování úplného ucpání cochley	24
7.2.3 Modelování poruchy absorpce ve scala tympani	24
7.2.4 Modelování protržení basilární membrány	24
7.2.5 Modelování příčného kmitání basilární membrány	25
7.2.6 Modelování nehomogenity basilární membrány.....	25
8 ZÁVĚR	26
9 SUMMARY	27
10 LITERATURA.....	28
11 SEZNAM AUTOROVÝCH PUBLIKACÍ.....	30
12 AUTOROVO CURRICULUM VITAE.....	31

1 ÚVOD

Člověk má pět smyslů, někteří lidé jich mají možná i šest, ale ne všechny smysly jsou stejně důležité. Nejdůležitějším smyslem je bezesporu zrak, ale hned za ním následuje sluch. Někdy dokonce může být sluch smyslem hlavním – např. pro hudebníky, zpěváky a v neposlední řadě samozřejmě pro slepce (spolu s hmatem). Orgán, který nám slouží k registrování zvuku, se nazývá lidské ucho.

Je to velmi složitý a komplexní orgán, jehož hlavním úkolem je registrování zvukových vln, analyzování jejich vlastností a následně zasílání informací o těchto zvukových vlnách do mozku. Naše ucho má však i další funkce – stará se např. o udržení rovnováhy a usnadňuje nám také prostorovou orientaci, protože zdroj zvuku slyšíme jinak levým a pravým uchem. V současné době je ucho sledovaným tématem jak ze strany lékařské (poruchy sluchu, způsobené nesprávným způsobem života, stárnutím, úrazem, nemocí nebo vrozené), tak ze strany vědy (vývoj různých teorií funkce ucha, modely ucha, konstrukce náhrad středního ucha, kochleární implantáty apod.).

Tato práce se zabývá vnitřním uchem, které je nejsložitější, nejméně prozkoumanou a přitom klíčovou částí lidského ucha. Hlavní částí vnitřního ucha je tzv. cochlea (hlemýžď) a její část zvaná basilární membrána. Teorii funkce vnitřního ucha nejlépe popsal vědec maďarského původu G. von Békésy: Zvuková vlna, která vznikne v kapalině vnitřního ucha (perilymfě), běží podél basilární membrány a vybudí určité tvary kmitu této membrány. Nervová zakončení pak registrují polohu jejích maximálních výchylek a předávají tyto informace mozku. Ten z nich pak sestavuje výsledný zvukový vjem.

V současnosti existují ve světě jisté pokusy o vytvoření modelu vnitřního ucha (modely matematické, fyzikální, elektrické, konečnoprvkové atd.). Žádný z modelů, známých ve světě, však nedosahuje všech cílů, které si vytkla tato práce - např. modelování postupné akustické vlny nebo modelování některých vad cochley.

Model může sloužit k demonstrování funkce vnitřního ucha, studování vlivu různých zvukových vln atd. Dá se však také modifikovat a lze se pak zabývat různými defekty cochley a basilární membrány a jejich dopadem na výsledný sluchový vjem.

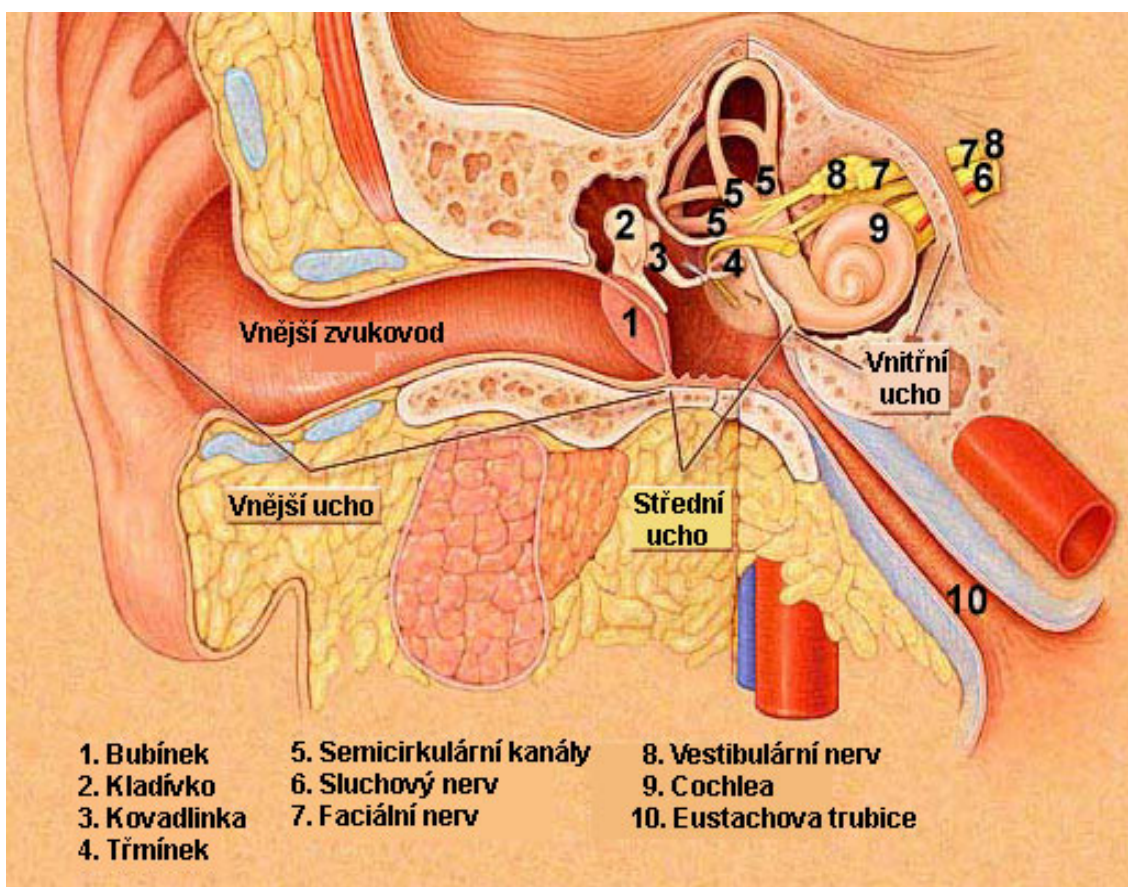
1.1 FORMULACE PROBLÉMU

Vnitřní ucho člověka funguje na základě Békésyho teorie postupné akustické vlny. Je známa geometrie cochley a basilární membrány, alespoň přibližně jsou známy také jejich materiálové vlastnosti. Přesné určení materiálových vlastností je velice problematické, protože se jedná o měkkou tkáň a navíc o živou hmotu. Také rozměry cochley a basilární membrány jsou velmi malé (rozvinutá membrána měří asi 30 mm a její šířka se pohybuje od 3 do 8 mm, tloušťka membrány je řádově v setinách až desetínách milimetru). Na takto vymezené soustavě je nutno vytvořit systém podstatných veličin a na jeho základě pak vytvořit odpovídající výpočtový model.

2 ANATOMIE A FUNKCE LIDSKÉHO UCHA

Lidské ucho se skládá ze tří hlavních částí - vnějšího, středního a vnitřního ucha (obr. 1). Vnější ucho tvoří boltec a zvukovod, střední ucho bubínek a středoušní kůstky (kladívko, kovadlinka, třmínek), vnitřní ucho se pak skládá z cochlely, vestibulárního aparátu a různých nervů.

Zvuk ve formě akustických tlakových vln vstupuje do zvukovodu, pak je přenášen na membránu bubínku, tyto vibrace dále postupují přes tři středoušní kůstky na oválné okénko cochlely, která je klíčovým orgánem zajišťujícím frekvenční dekompozici zvuku. Z cochlely vystupuje sluchový nerv, který dále přenáší informace o zvuku do mozku.



Obr. 1. Anatomie lidského ucha

2.1 ANATOMIE VNITŘNÍHO UCHA

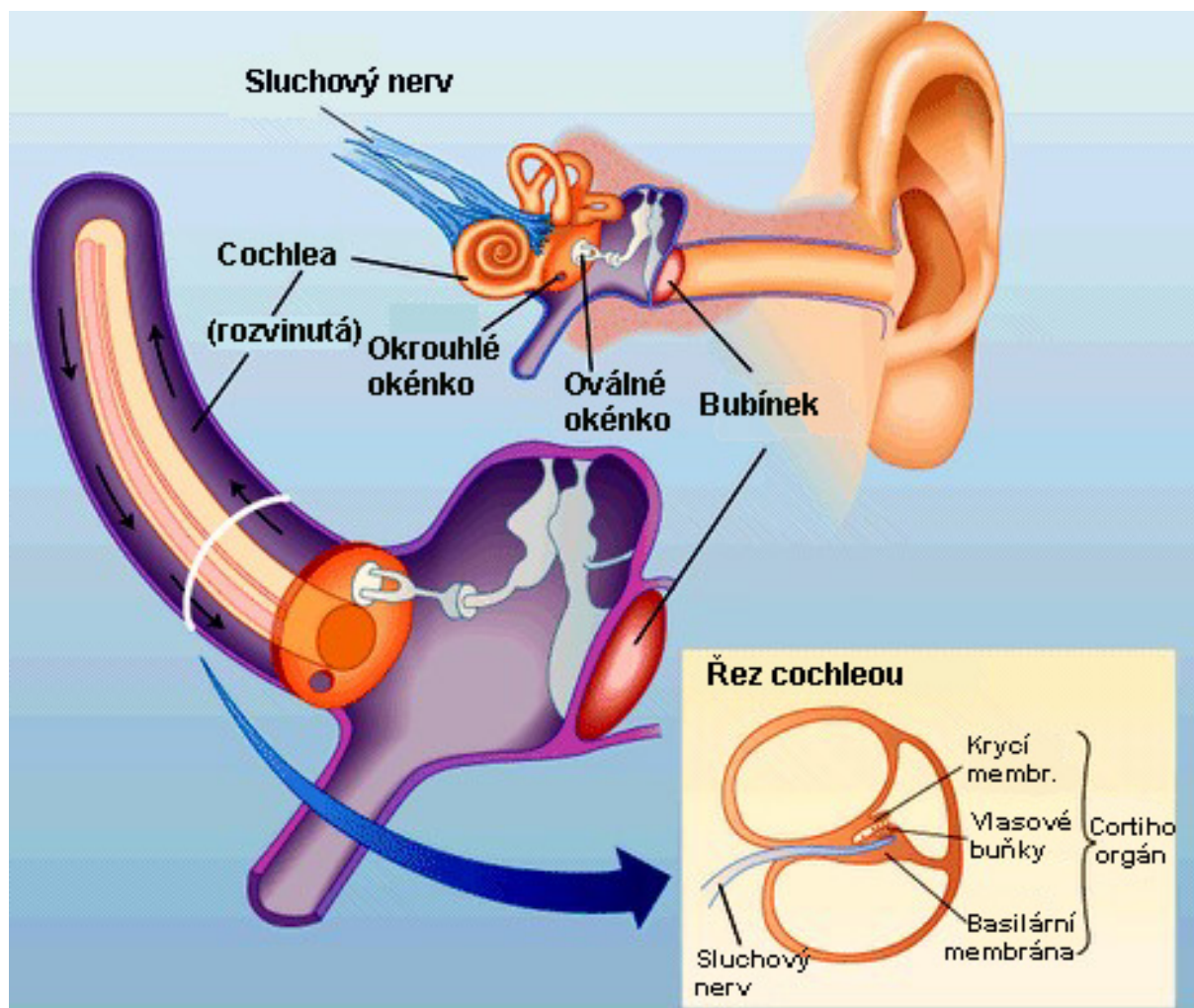
Hlavní částí je tzv. cochlea – hlemýžď (obr. 2). Závity cochlely jsou u člověka velmi ploché, jejich poloměr se zmenšuje od báze k vrcholu. V ose cochlely je také uložen Cortiho ganglion a sluchový nerv. Cochlea je naplněna kapalinou, která se nazývá perilymfa.

Cochlea je rozdělena na několik komor – scala media, scala vestibuli a scala tympani. Trojúhelníkovitá scala media rozděluje spirální kanálek cochlely na dva perilymfatické oddíly – scala vestibuli a scala tympani, které se stýkají na vrcholku

cochley, kde scala media slepě končí. Toto místo se nazývá helicotrema. Na počátku scala vestibuli je oválné okénko, kterým vstupují do cochley akustické vlny. Na opačném konci cochley je okrouhlé okénko, kterým končí scala tympani.

Proti scala vestibuli je scala media ohraničena bezcévnou tenkostěnnou vestibulární membránou. Proti scala tympani je ohraničena basilární membránou.

Cortiho orgán je vlastní orgán sluchu. Je umístěn nad basilární membránou, která svými kmity dráždí jeho buňky.



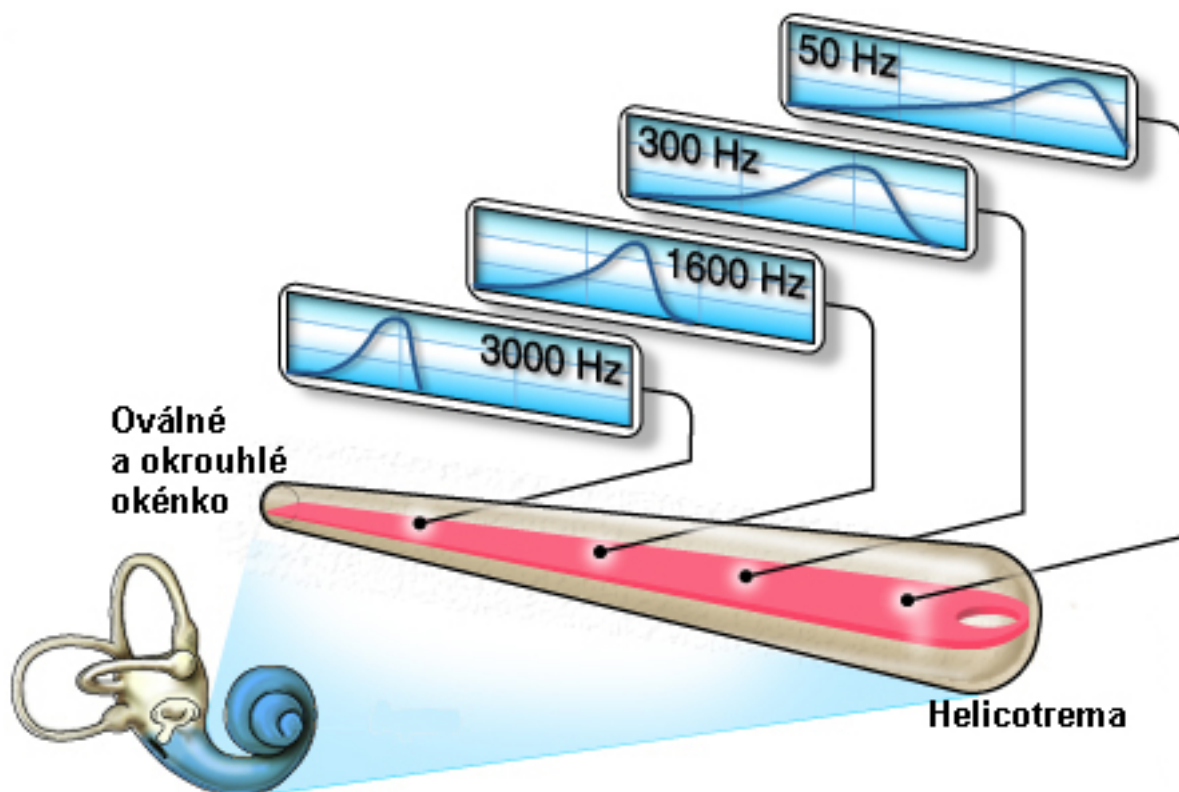
Obr. 2. Vnitřní ucho a rozvinutá cochlea

2.2 FUNKCE VNITŘNÍHO UCHA

Akustické vibrace, které vstupují od třmínku na oválné okénko cochley, jsou přenášeny do kapaliny vnitřního ucha - perilymfy. Pokud je frekvence těchto vibrací menší než 16 Hz, je změna akustického tlaku pomalá. Pak nedojde k vytvoření akustické vlny v perilymfě a změna tlaku je kompenzována prohnutím membrány okrouhlého okénka. Při frekvencích vyšších než 16 Hz je už změna akustického tlaku rychlejší a dojde ke vzniku akustické vlny, která postupuje podél basilární membrány. Vlna vybudí určité tvary kmitu membrány. Poloha míst maximálních výchylek membrány závisí na frekvenci zvuku.

Cochlea může být tedy chápána jako hydro - mechanický frekvenční analyzátor, umístěný ve vnitřním uchu. Jeho hlavním úkolem je provádět frekvenční dekompozici akustického signálu v reálném čase. Správný průběh tohoto děje je zajištěn specifickou geometrií a materiálovými vlastnostmi basilární membrány.

Šířka basilární membrány je proměnlivá - u helicotremy je membrána nejširší a směrem k okrouhlému okénku se zužuje. Také její tloušťka a mechanické vlastnosti nejsou konstantní. Proto při nízkých frekvencích zvuku je místo maximální výchylky kmitu membrány blízko helicotremy. Se zvyšující se frekvencí zvuku se pak posouvá směrem k okrouhlému okénku (obr. 3).



Obr. 3. Místo maximální výchylky kmitu basilární membrány v závislosti na frekvenci zvuku, cochlea je rozvinuta do roviny

Základní podmínky, nutné pro správnou funkci cochley, tedy jsou:

- 1) správný průběh rovinné akustické vlny ve scala vestibuli
- 2) odpovídající spektrální a modální vlastnosti basilární membrány v celém rozsahu slyšitelných frekvencí
- 3) absorpce zvukových vln ve scala tympani

Při porušení některé z těchto podmínek nefunguje vnitřní ucho správně. Model cochley by měl být schopen tyto defekty postihnout.

3 MODELOVÁNÍ VNITŘNÍHO UCHA VE SVĚTĚ

Ve světě jsou nyní známy desítky modelů vnitřního ucha, žádný z těchto modelů však neumožňuje modelování na takové úrovni, jaké by chtěla dosáhnout tato práce. V následující stati jsou uvedeny hlavní druhy známých modelů.

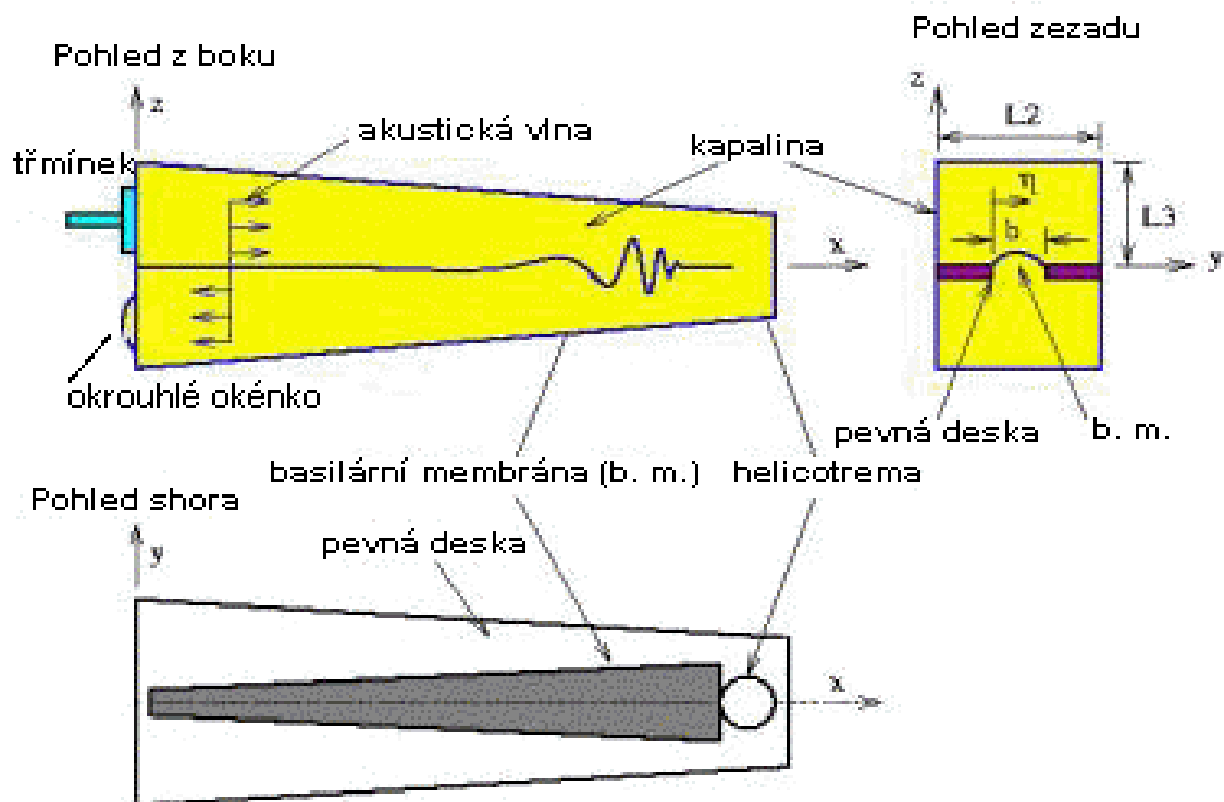
3.1 MATEMATICKÉ MODELKY

Vnitřní ucho je u těchto modelů popsáno soustavou matematických rovnic, které vycházejí z dynamických rovnic kmitajícího tělesa (basilární membrána).

Matematický model 1 [13] - simuluje mechanickou funkci vnitřního ucha. Vstupem jsou požadované parametry výpočtu (počet harmonických frekvencí, počet uzlů, minimální a maximální frekvence zvuku) a mechanické vlastnosti perilymfy a basilární membrány. Výstupem je soubor číselných hodnot, který popisuje funkci zadaného vnitřního ucha. Lze zobrazit pouze graf závislosti amplitudy a fáze kmitu membrány na vzdálenosti od helicotremy.

Matematický model 2 [19] - matematické řešení modelu je založeno na asymptotické integrační metodě a na numerickém integrování dle Runge-Kutta. Schéma modelu je na obr. 4. Rovnice popisují model jako akustický prostor naplněný tekutinou, uvnitř kterého je umístěna basilární membrána, uložená na pevné desce. Tento model je již pokročilejší, umožňuje však opět pouze vynést grafické závislosti amplitudy a fáze kmitu basilární membrány na frekvenci zvuku.

Další matematické modely, např. [17, 20, 26], jsou v zásadě stejné jako již uvedené příklady 1 a 2. Detailně se jimi zde zabývat nebudeme.

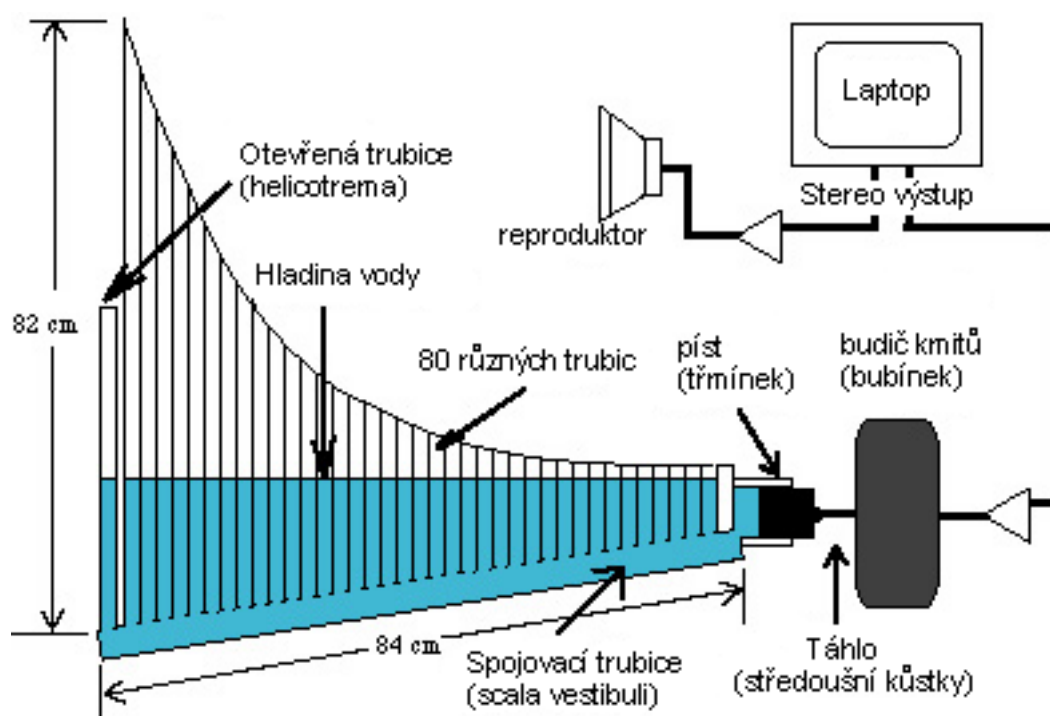


Obr. 4. Schéma matematického modelu 2

3.2 FYZIKÁLNÍ MODEL Y

Tyto modely jsou obvykle založeny na nějakém fyzikálním nebo mechanickém principu – např. kmitání pružiny, postup akustické vlny kapalinou apod.

Fyzikální model 1 [16] - je vytvořen z trubic, pístu a budiče kmitů (obr. 5). Pohyb pístu a zvuk z reproduktoru je řízen počítačem. Trubice jsou zčásti ponořeny ve vodě. Budič kmitů zde zastupuje funkci bubínku. Přes táhlo se kmity přenáší na píst, který nahrazuje třmínek. Zvuková vlna dále postupuje vodou, jejíž hladina pak vystoupí v některých trubicích výše a v některých níže, podle toho, jaká je frekvence kmitů (zvuku). Takto hladina vody vlastně modeluje kmitání basilární membrány. Výhodou je podobnost přenosu akustické vlny se skutečným uchem a možnost měření odezvy na různé akustické signály, nevýhodou jsou značné rozměry modelu (0,84 m), zcela odlišné od skutečných rozměrů cochlely.



Obr. 5. Schéma fyzikálního modelu 1

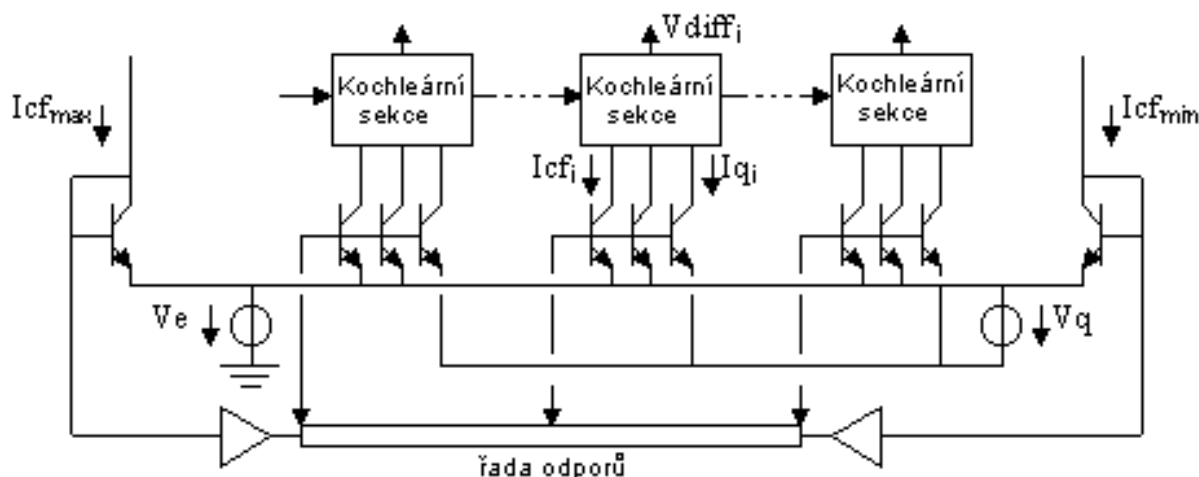
Fyzikální model 2 [26, 27] - tvoří kmitající soustava o jednom stupni volnosti, skládající se z hmoty, pružiny a tlumiče. Je opět možno vykreslit pouze závislosti amplitudy a fáze kmity membrány v závislosti na frekvenci a tlumení.

3.3 ELEKTRICKÉ MODEL Y

Zde jsou modely obvykle tvořeny elektrickým zapojením různých tranzistorů, odporů, kondenzátorů a jiných elektrotechnických součástek.

Elektrický model 1 [12] - je tvořen zapojením několika tranzistorů a dalších elektrotechnických součástek (obr. 6). Vstupem do modelu je určité napětí a proud, výstupem jsou opět elektrické veličiny. Je možno sestavit křivku závislosti

akustického zisku (gain) na frekvenci. Model se skutečné funkci cochlely ovšem dosti vzdaluje (neexistují zde žádné akustické veličiny, žádná kmitající membrána).



Obr. 6. Schéma elektrického modelu 1

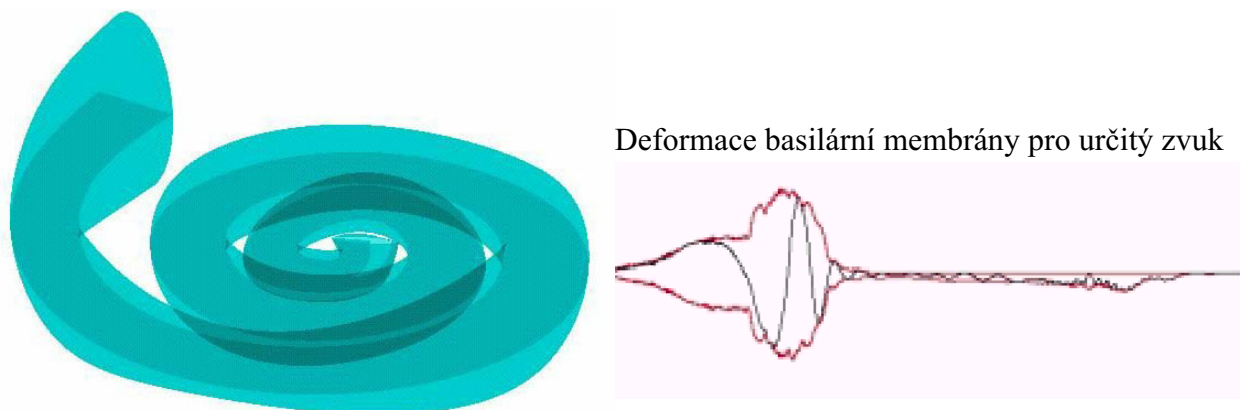
U dalších elektrických modelů, např. [23, 28, 29] je schéma zapojení poněkud jiné, v zásadě však o nich platí totéž jako o modelu 1 a praktická aplikace těchto modelů je sporná.

3.4 OBJEMOVÉ MODELY

U těchto modelů jde o vytvoření přesnějšího geometrického tvaru, který se již podobá skutečné lidské cochle. Některé modely neumožňují provádět žádné výpočty, u jiných už existuje možnost modelovat např. kmitání basilární membrány.

Objemový model 1 [14] - model je vytvořen pomocí programu Java 3D, jeho geometrie se shoduje se skutečnou lidskou cochleou. Model však neumožňuje žádné zahrnutí zvukové nebo jiné analýzy, je to jen prostorový objekt.

Objemový model 2 [21] - k vytvoření tohoto modelu byla použita tzv. vnořená hraniční metoda. Model (obr. 7) má geometrii blízkou lidské cochle, nerespektuje však skutečný tvar zatočení cochlely (model je stočen pouze do spirály). Je možno zobrazit deformaci basilární membrány pro určitý zvuk. Obdobný model je [22].

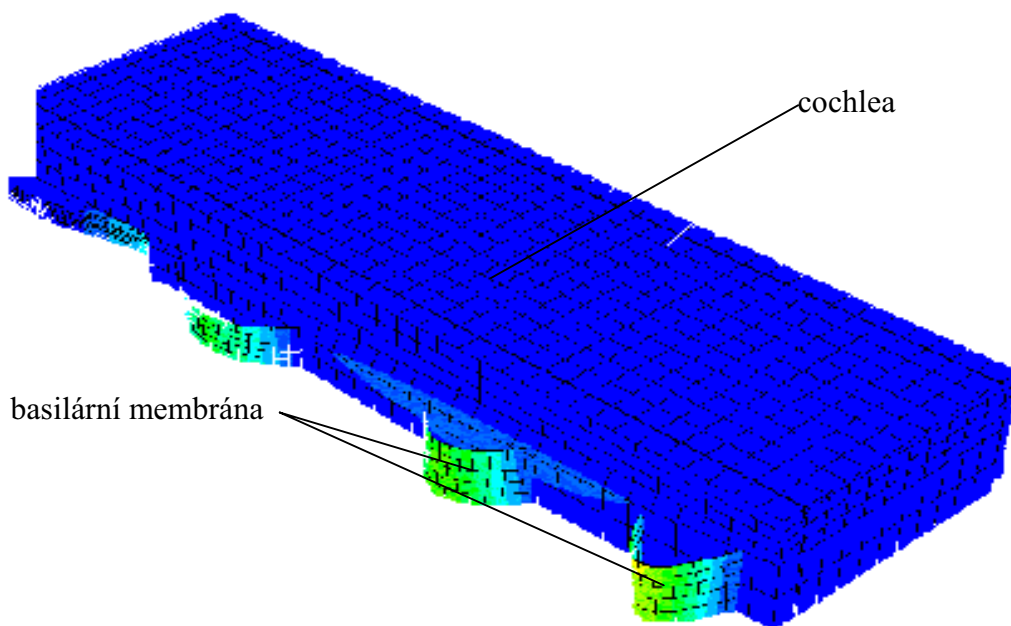


Obr. 7. Objemový model 2

3.5 KONEČNOPRVKOVÉ MODELY

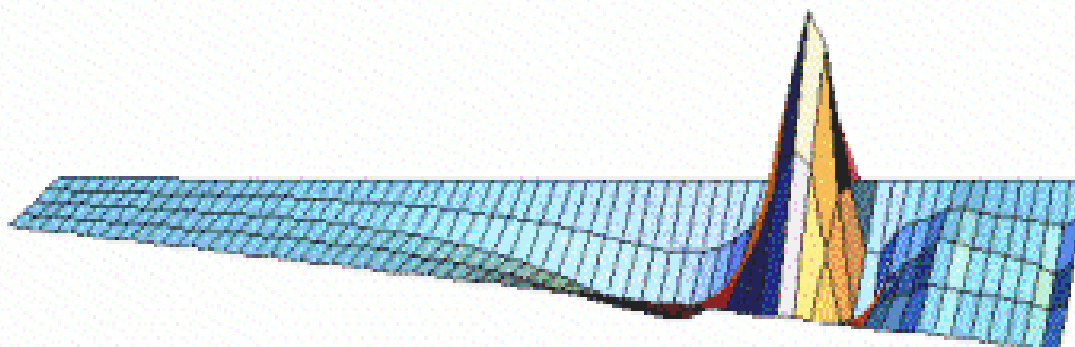
Konečnoprvkové modely jsou nejpokročilejší skupinou modelů – postihují mnoho jevů v cochleě (např. modelování kmitání basilární membrány, postupné vlny v cochleě nebo některých patologických změn ve vnitřním uchu). Modely, známé ve světě, ovšem zatím umožňují modelovat pouze některé z těchto jevů.

Konečnoprvkový model 1 [24] - je vytvořen v programovém systému ANSYS. Model zahrnuje kapalinou část cochleě a basilární membránu a je prostorový. Geometrie modelu skutečnosti příliš neodpovídá (obr. 8) – cochleä je vytvořena jako rovná a má tvar kvádrů. Je možno zobrazit tvary kmitu basilární membrány.



Obr. 8. Konečnoprvkový model cochleě. Modře znázorněna cochleä (fluid), zeleně vystupuje basilární membrána (structure)

Konečnoprvkový model 2 [25] - Model tvoří pouze samotná basilární membrána, její rozměry se shodují se skutečnou membránou. Modelová membrána je ovšem rovná, ačkoli ve skutečnosti je zatočena do dvou a půl závitů. Model umožňuje zobrazit tvary kmitu membrány pro určitou frekvenci zvuku (obr. 9).



Obr. 9. Konečnoprvkový model basilární membrány – tvar kmitu pro určitou frekvenci zvuku

3.6 SHRnutí

Modely, které nejlépe popisují skutečnost, jsou objemové a konečnoprvkové modely. Ostatní modely jsou dosti abstraktní a je u nich problematické modelovat např. běžící akustickou vlnu v perilymfě. Žádný z uvedených modelů nesplňuje všechny cíle, kterých by chtěla dosáhnout tato práce.

Mezi tyto problémy, které zatím modely známé ve světě neumožňují řešit, patří zejména *modelování postupné akustické vlny v perilymfě a odezva basilární membrány na tuto vlnu* a dále *modelování některých vad a defektů cochley a basilární membrány*. Zde je tedy možno dosáhnout řady nových poznatků.

Jako nejlepší způsob řešení se jeví konečnoprvkový model, pro svou schopnost modelovat strukturu (membrána) i fluidní prostředí (perilymfa), pro schopnost řešení v časové oblasti (postupná vlna) i ve frekvenční oblasti (tvary kmitu membrány), a v neposlední řadě také pro již dlouholetou tradici a zkušenosti s metodou konečných prvků na Ústavu mechaniky těles VUT v Brně, kde tato práce vznikala.

Obtíže, které vznikají při tvorbě konečnoprvkového modelu vnitřního ucha, jsou dány velmi malými rozměry cochley a basilární membrány (tloušťka membrány se pohybuje v setinách mm) a problematicky zjistitelnými materiálovými charakteristikami membrány a perilymfy.

4 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

1. Vytvoření plošného konečnoprvkového modelu cochley a basilární membrány. Model je spojením dvou částí - kapalinné FLUID (cochlea - perilymfa) a pevné STRUCTURE (membrána)
2. Vytvoření prostorového konečnoprvkového modelu basilární membrány. Model respektuje skutečnou geometrii membrány.

V rámci těchto modelů je umožněno:

- modelování tvarů kmitu basilární membrány (ohybových podélných - při správné funkci ucha, i ohybových příčných - chybná funkce)
- modelování odezvy basilární membrány na buzení různou frekvencí zvuku
- modelování postupné akustické vlny v cochlee při různých frekvencích zvuku
- modelování odezvy basilární membrány na postupnou akustickou vlnu
- modelování některých vad a defektů cochley a basilární membrány, jako např.
 - částečné ucpání cochley, ztěžující průchod akustické vlny
 - úplné ucpání cochley, znemožňující průchod akustické vlny
 - porušení absorpčních vlastností cochley ve scala tympani
 - protržení basilární membrány
 - nesprávně běžící akustická vlna v cochlee, vybuzující příčné tvary kmitu basilární membrány
 - nehomogenita basilární membrány

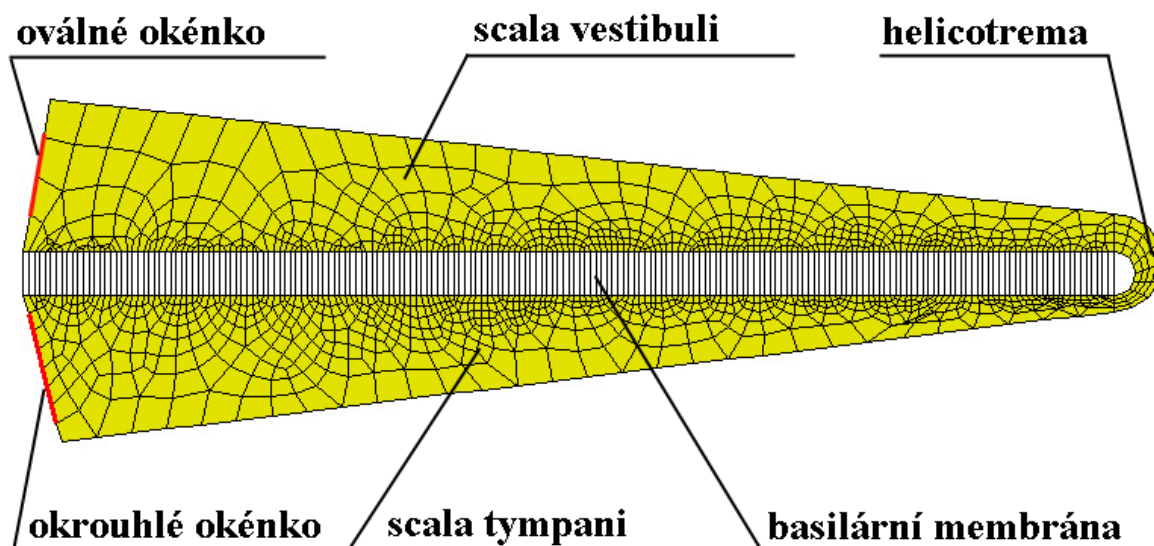
5 ŘEŠENÍ

5.1 ROVINNÝ MODEL COCHLEY

Rovinný model cochley (obr. 10) byl vytvořen v programech ANSYS a SYSNOISE. V programu ANSYS byla vytvořena struktura modelu, v programu SYSNOISE pak byly struktury přiřazeny materiálové vlastnosti (tuhost, hustota, pohltivost). Model tvoří dvě hlavní části: prostor, který je zaplněn perilymfou a basilární membrána.

Prostor zaplněný perilymfou tvoří „free“ síť 700 rovinných prvků. Této části byly přiřazeny vlastnosti kapaliny (FLUID). Basilární membrána (STRUCTURE) se skládá z 200 prutových prvků (pružin). Každá pružina má jinou tuhost.

Model se chová jako skutečné vnitřní ucho: akustický signál od třmínku je přiveden na oválné okénko. Vznikne postupná akustická vlna v perilymfě, která rozkmitá basilární membránu. Vlna je posléze pohlcena ve scala tympani. Nízké tóny rozkmitají membránu v blízkosti helicotremy, vysoké tóny u okrouhlého okénka.

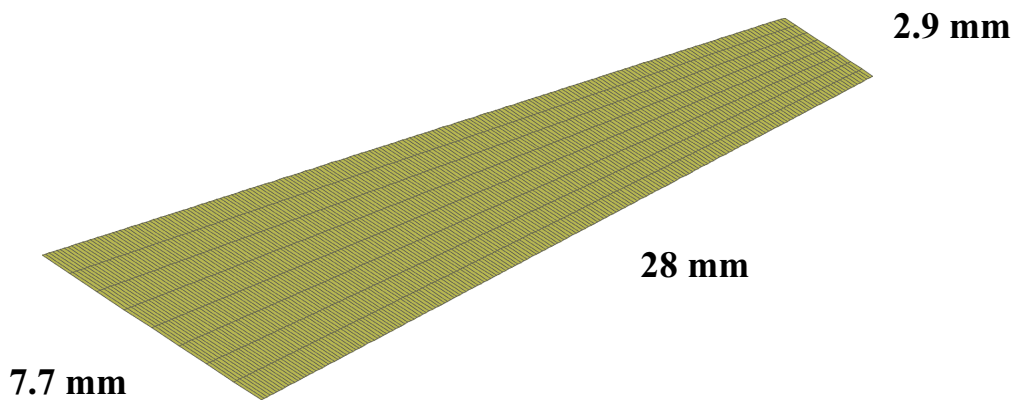


Obr. 10. Rovinný model cochley

5.2 PROSTOROVÝ MODEL BASILÁRNÍ MEMBRÁNY

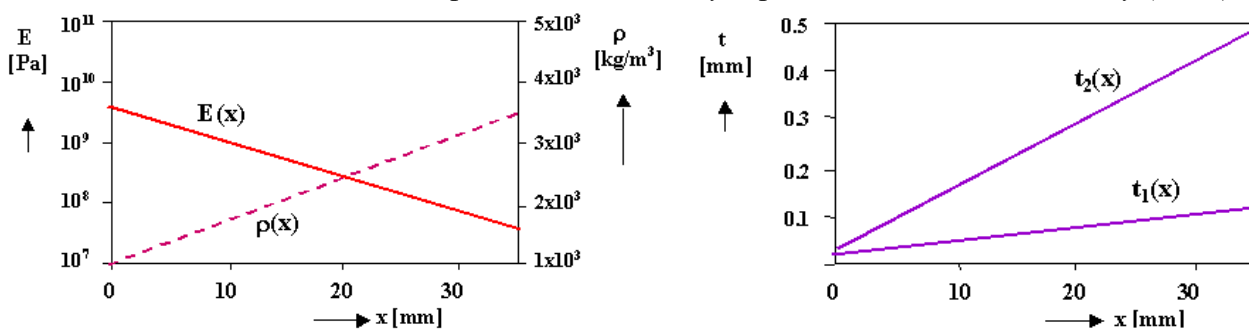
5.2.1 Plochý prostorový model basilární membrány

Tento model (obr. 11) byl vytvořen opět v programech ANSYS a SYSNOISE a skládá se z 1600 konečných prvků typu SHELL (skořepina). Velikost modelu odpovídá skutečné velikosti membrány: délka 21 mm, šířka 3,1 mm až 7,7 mm. Tloušťka, modul pružnosti a hustota membrány se po délce mění (obr. 12). Tyto vlastnosti musí být proměnné, protože jinak by nebylo dosaženo požadovaných modálních vlastností membrány (určitý počet vlastních frekvencí ve vymezeném frekvenčním pásmu).



Obr. 11. Plochý prostorový model basilární membrány

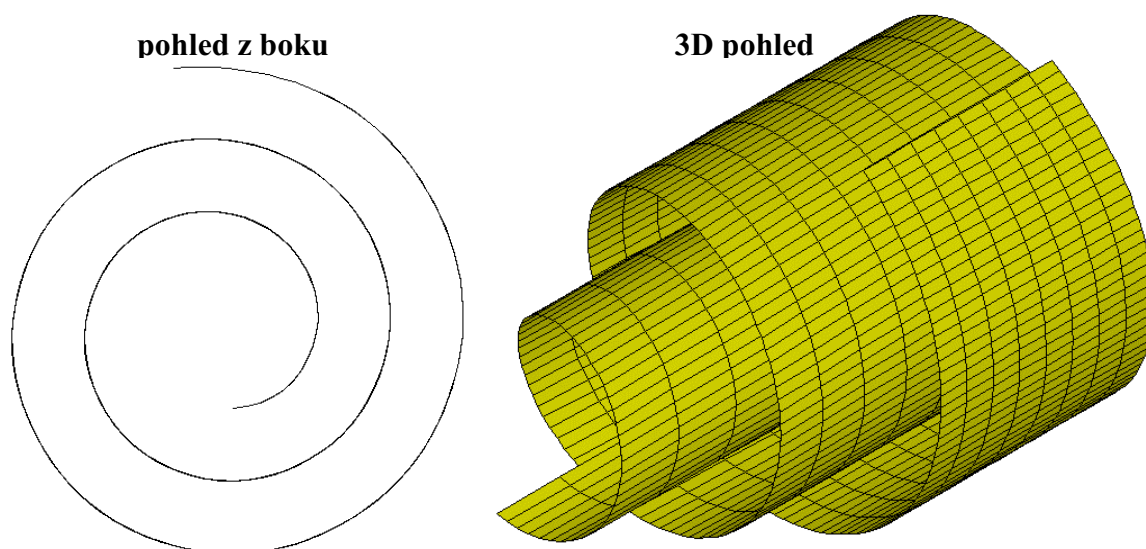
Obr. 12. Proměnnost modulu pružnosti E a hustoty ρ po délce x modelu membrány (vlevo)



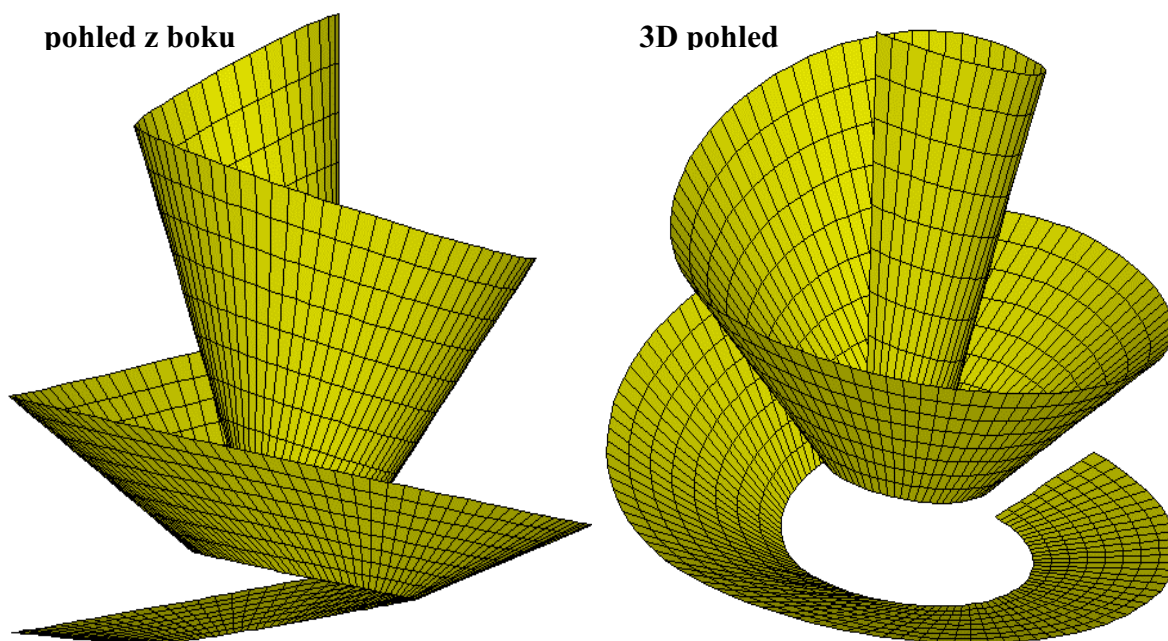
Proměnnost tloušťky t po délce x modelu membrány (vpravo)
 t_1 - uprostřed membrány, t_2 - na okraji

5.2.2 Zatočený prostorový model basilární membrány

Postupně bylo vytvořeno několik různých verzí zatočeného prostorového modelu. Byly analyzovány tvary a frekvence kmitu těchto modelů a nakonec vznikly dvě finální verze (obr. 13).



Obr. 13. Zatočený prostorový model basilární membrány, první finální verze



Obr. 13. Zatočený prostorový model basilární membrány, druhá finální verze

Modul pružnosti, tloušťka a hustota se po délce membrány mění stejně jako u plochého modelu (obr. 12). Dvě finální verze modelu odpovídají již více skutečnosti, zejména druhá verze, která byla vytvořena podle tvaru skutečné lidské membrány. To, že je lidská membrána zatočená, není náhodou – jednak zabírá ve vnitřním uchu daleko méně místa, než kdyby byla rozvinutá, a dále s sebou tento tvar přináší menší počet nežádoucích nesymetrických tvarů kmitu (míněna symetrie podle podélné osy membrány).

5.3 POUŽITÝ SOFTWARE A HARDWARE

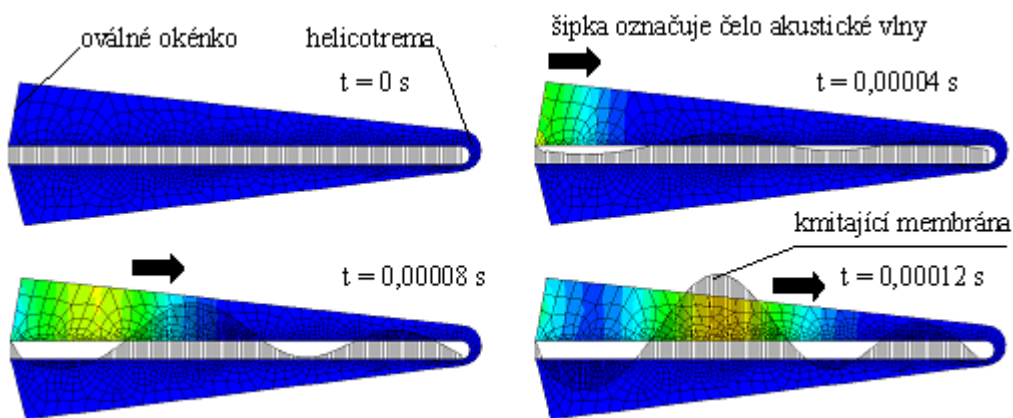
K modelování byl použit programový systém ANSYS v. 5.5 (metoda konečných prvků) a dále programový systém SYSNOISE v. 5.5 (akustická analýza).

Modelování a výpočty probíhaly na počítači OCTANE, CPU 2300 MHz MIPS R 12000, main memory 768 MB, o. system IRIX 64 Release 6.5.

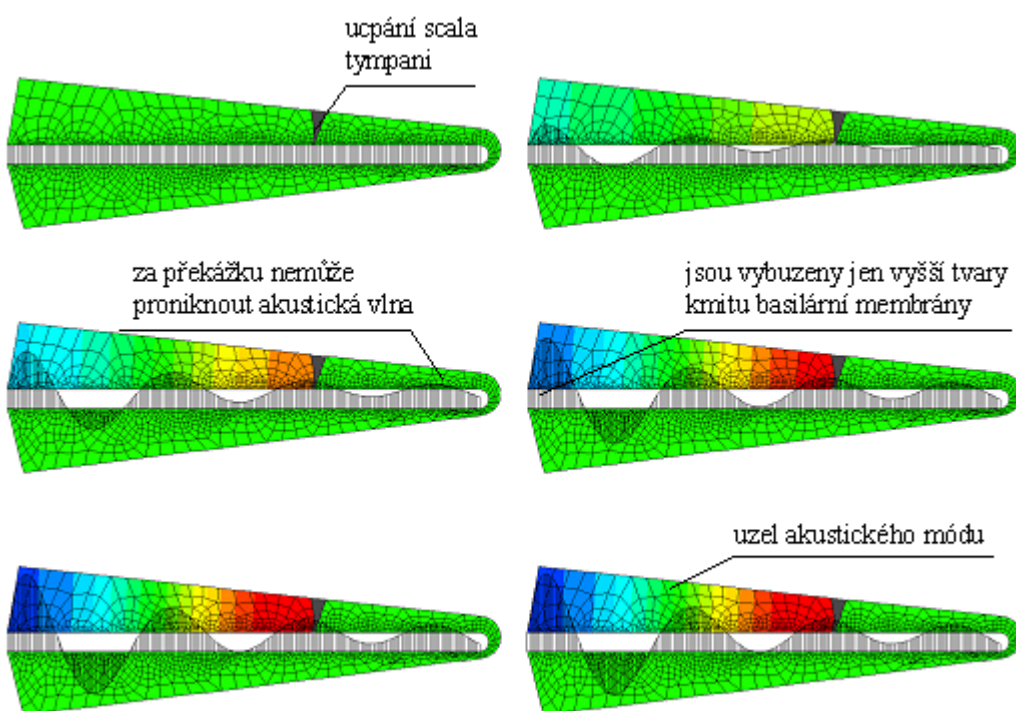
6 PREZENTACE VÝSLEDKŮ

6.1 ROVINNÝ MODEL COCHLEY

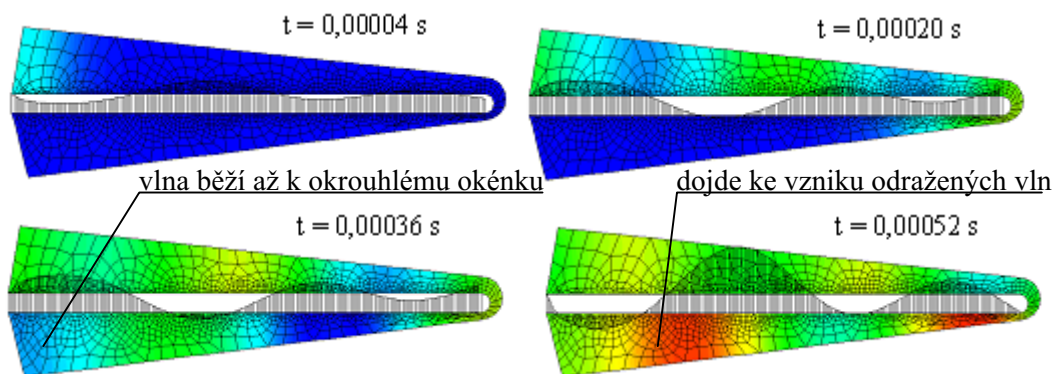
Rovinný model cochley může být použit pro modelování celé řady problémů – kmitání basilární membrány, postupná akustická vlna v perilymfě a její vliv na kmitání membrány (obr. 14). Může také sloužit k modelování celé řady defektů cochley – částečné (obr. 15) a úplné ucpání scala vestibuli, porucha absorpčních vlastností ve scala tympani (obr. 16).



Obr. 14. Postupná akustická vlna v perilymfě a vybuzené kmitání basilární membrány



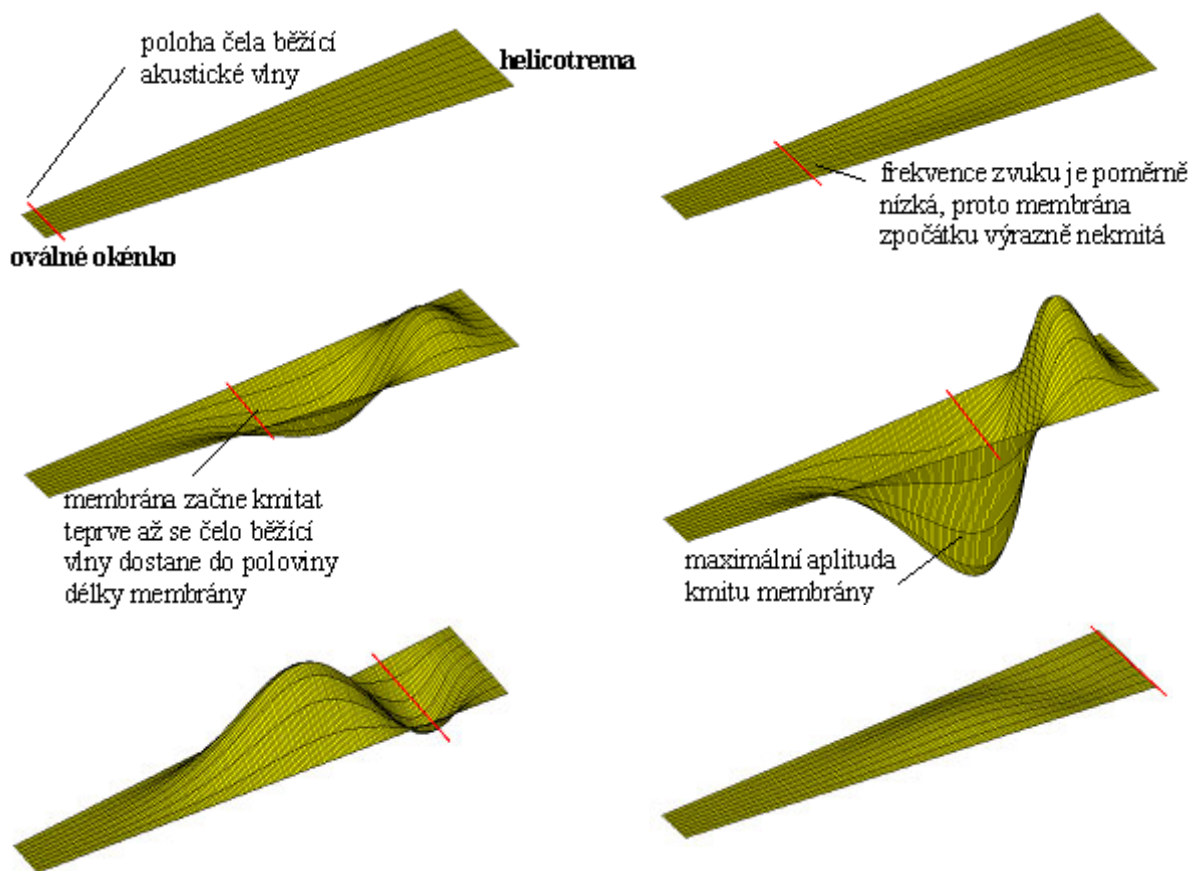
Obr. 15. Vznik akustického módu při úplném ucpání scala vestibuli



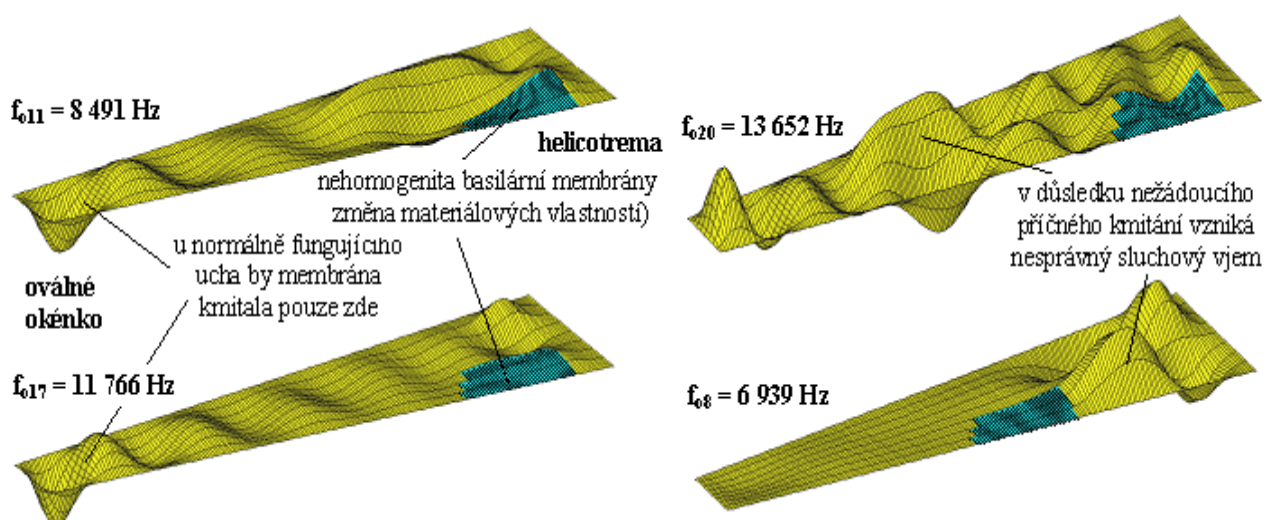
Obr. 16. Postupná akustická vlna v perilymfě a kmitání basilární membrány –
 - porucha absorpce ve scala tympani

6.2 PLOCHÝ PROSTOROVÝ MODEL BASILÁRNÍ MEMBRÁNY

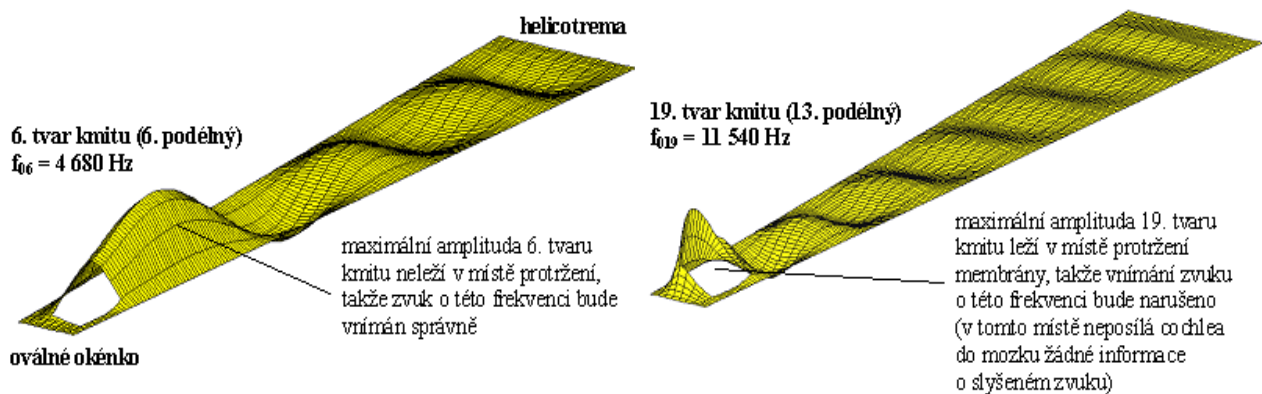
Tento model umožňuje modelovat kmitání basilární membrány, postupnou akustickou vlnu (obr. 17) a také některé defekty – např. vznik příčných tvarů kmitu v důsledku nehomogenity (obr. 18) nebo protržení basilární membrány (obr. 19).



Obr. 17. Postupná rovinná akustická vlna o frekvenci $f = 2\,574$ Hz



Obr. 18. Nehomogenita basilární membrány a vznik příčných tvarů kmitu

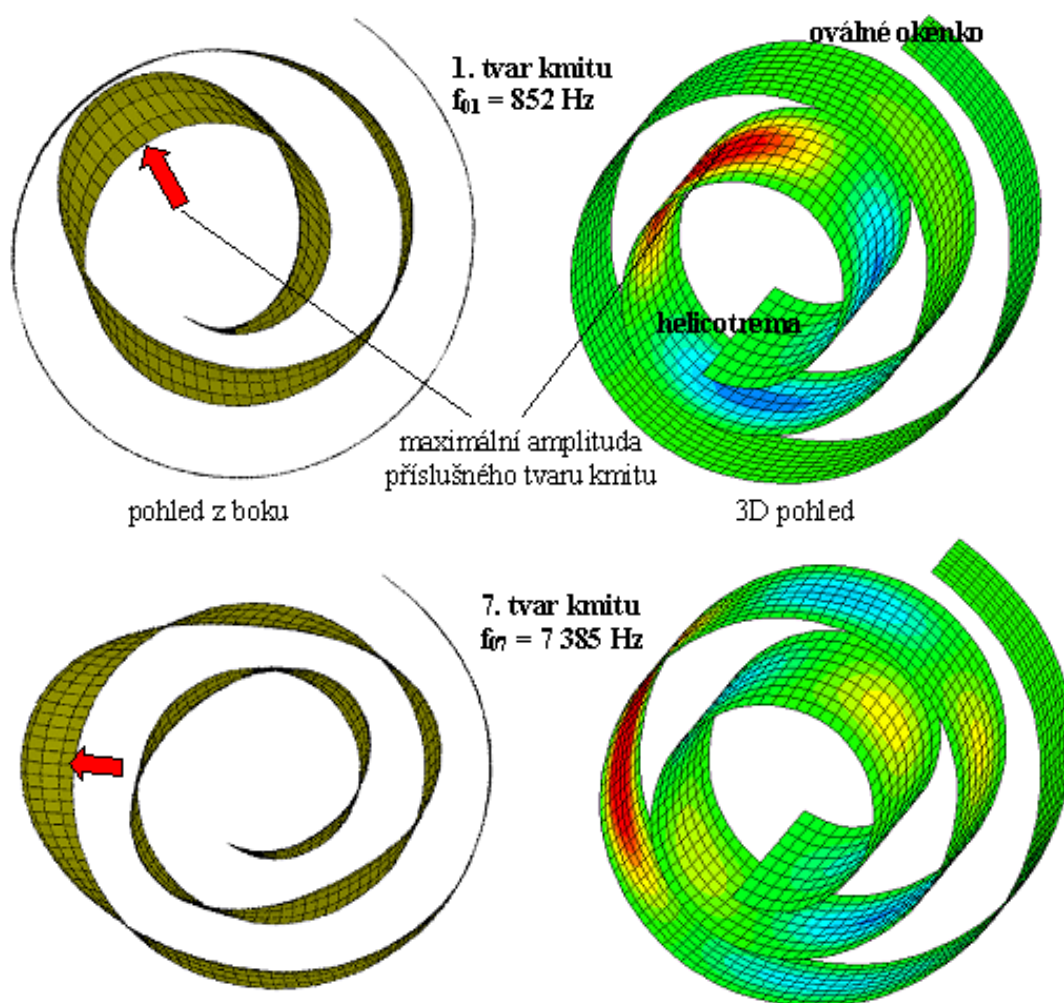


Obr. 19. Protržení basilární membrány, dva tvary kmitu

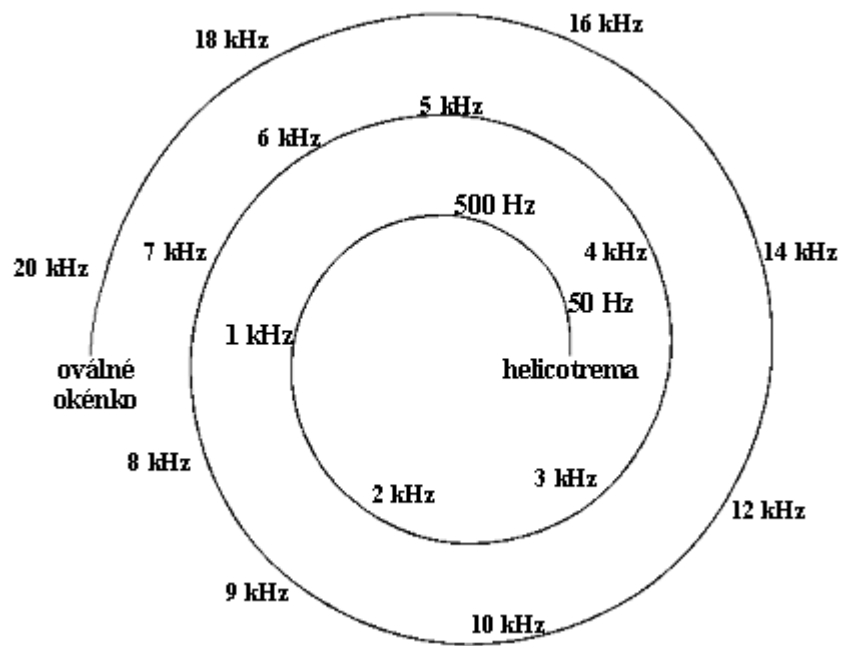
6.3 ZATOČENÝ PROSTOROVÝ MODEL BASILÁRNÍ MEMBRÁNY

6.3.1 První verze modelu

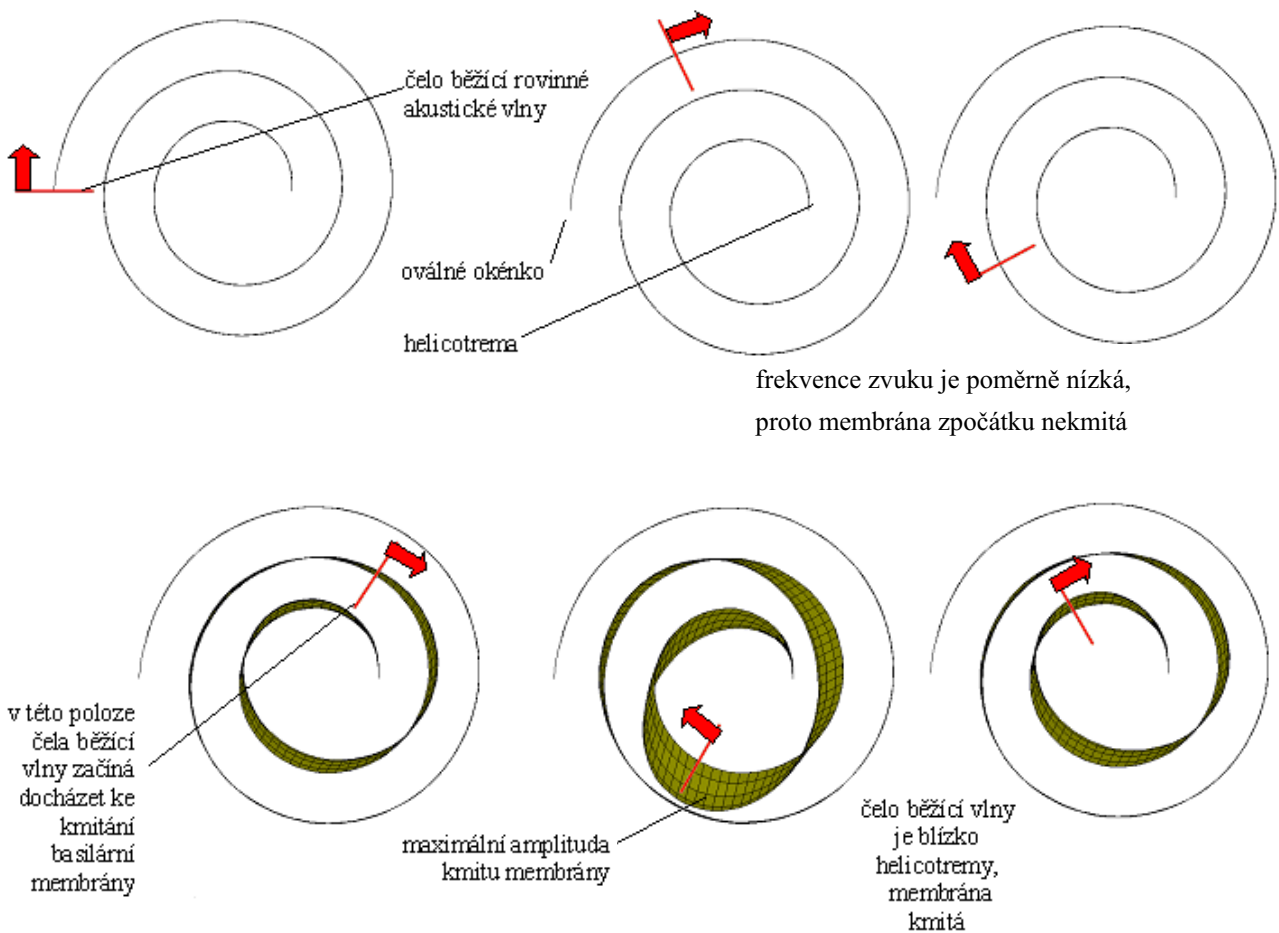
Stejně jako plochý model membrány, umožňuje i zatočený model modelovat kmitání basilární membrány (obr. 20 a 21) a postupnou akustickou vlnu (obr. 22).



Obr. 20. Dva tvary kmitu zatočeného modelu membrány



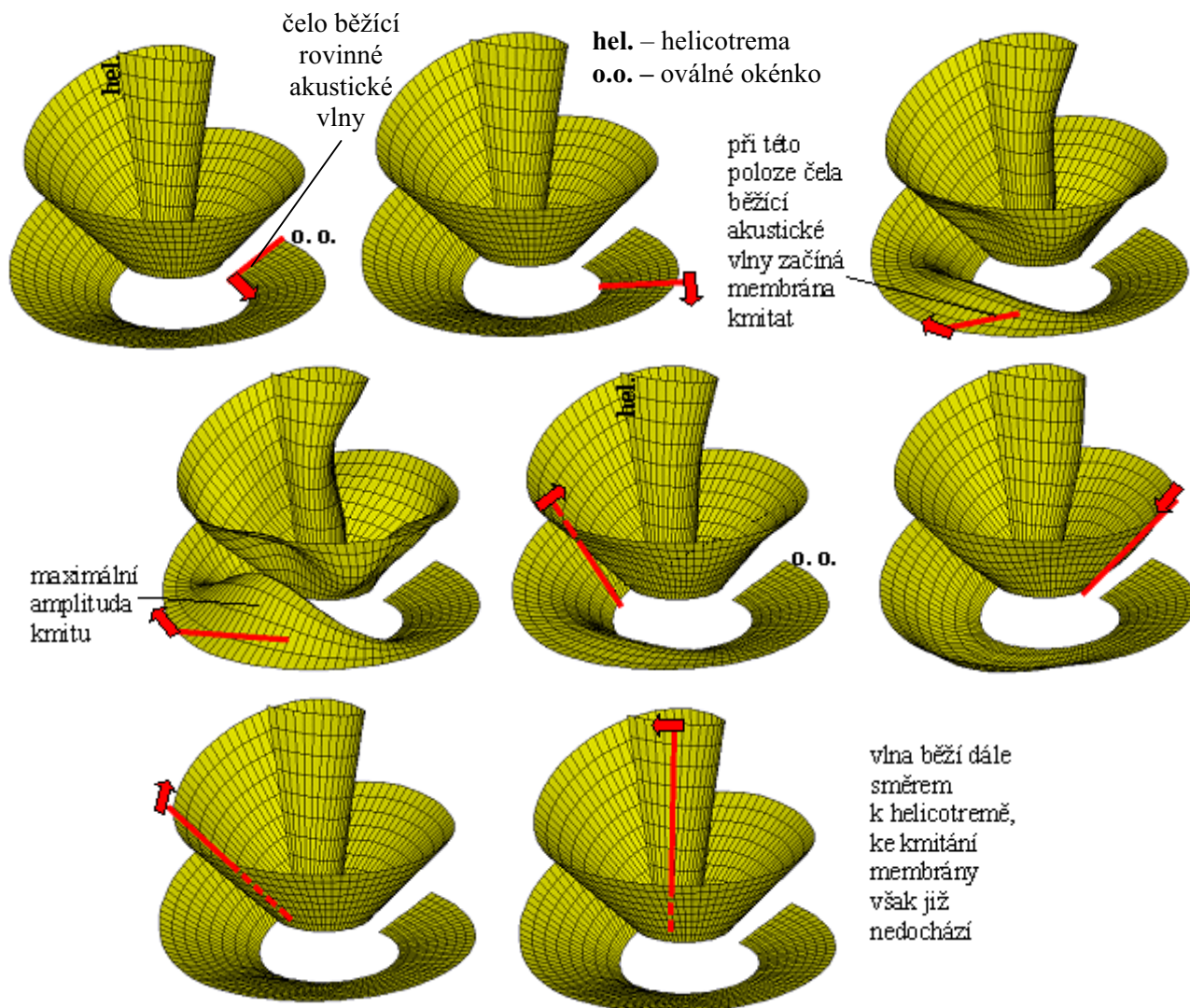
Obr. 21. Poloha míst maximálních amplitud kmitu basilární membrány pro různé frekvence zvuku – zatočený model membrány, pohled z boku



Obr. 22. Postupná rovinná akustická vlna o frekvenci $f = 850 \text{ Hz}$

6.3.2 Druhá verze modelu

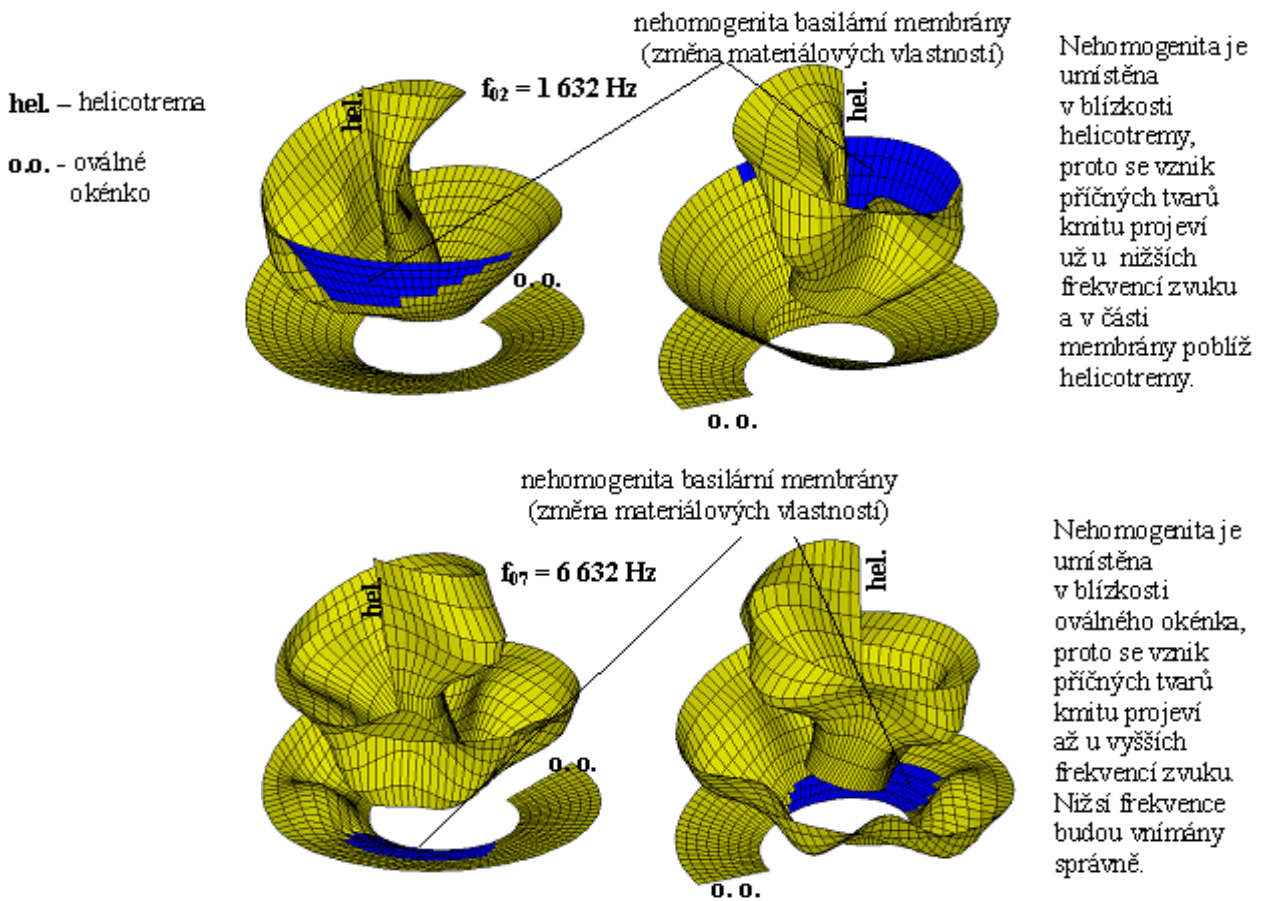
Tato verze modelu umožňuje stejně jako první verze modelování kmitání basilární membrány, postupná akustické vlny (obr. 23) a navíc také některých defektů – nehomogenity (obr. 24) a protržení (obr. 25) membrány. Model má však geometrii více podobnou skutečné basilární membráně, proto jsou získané výsledky přesnější.



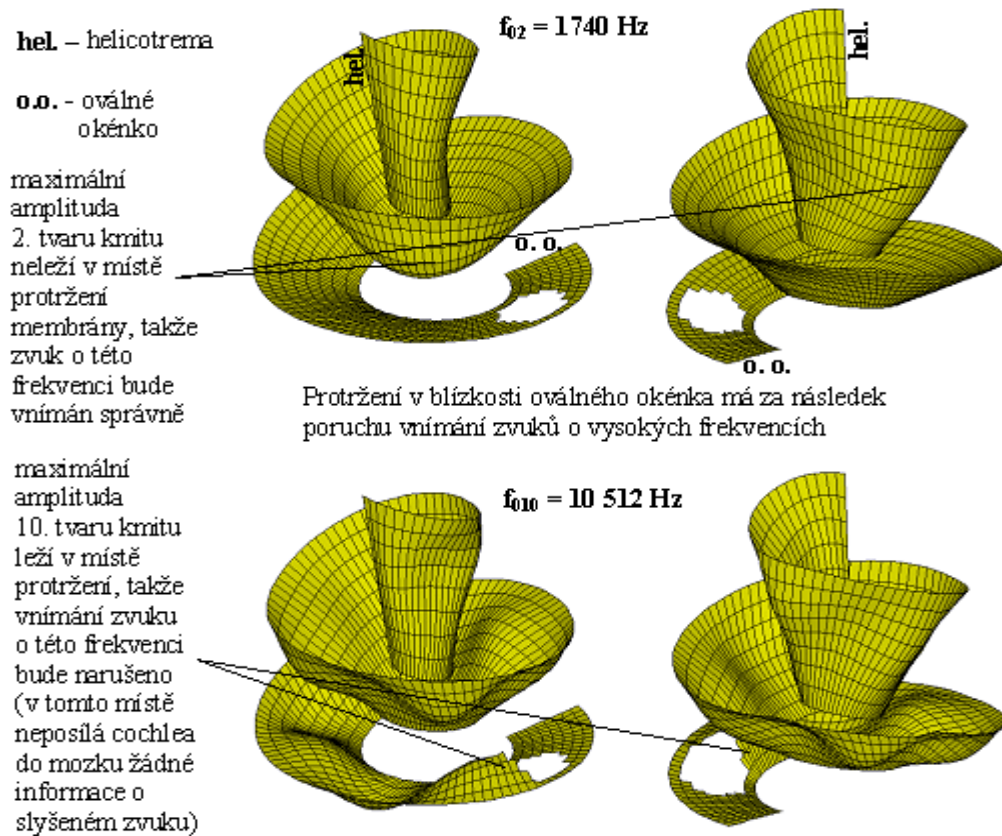
Obr. 23. Postupná rovinná akustická vlna o frekvenci $f = 11\,500\text{ Hz}$

Tab. 1. Prvních 20 vlastních frekvencí kmitu zatočeného modelu membrány

po – podélný mód	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
př – příčný mód	po	po	po	po	po	po	po	po	po	po
f_{0i} (Hz)	835	1732	2854	3886	4980	6020	7145	8312	9445	10495
po – podélný mód	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
př – příčný mód	po	po	po	po	př	po	po	po	př	po
f_{0i} (Hz)	11510	12587	13613	14687	14943	15716	16754	17802	18014	18866



Obr. 24. Nehomogenita basilární membrány a vznik nežádoucích příčných tvarů kmitu



Obr. 25. Protržení basilární membrány

7 ANALÝZA VÝSLEDKŮ

7.1 MODELOVÁNÍ FYZIOLOGICKÉ FUNKCE COCHLEY

Fyziologickými jevy se rozumí ty, které nastávají u zdravého správně fungujícího ucha a popisují jeho normální funkci - jde zejména o ohybové kmitání basilární membrány a běžící rovinnou akustickou vlnu v cochlece.

7.1.1 Modelování kmitání basilární membrány

Pro správnou funkci cochley je nutné, aby basilární membrána měla mezi prvními dvaceti tvary kmitu co nejméně příčných tvarů, aby se poloha maximální amplitudy prvního tvaru kmitu nacházela v blízkosti helicotremy a aby frekvence prvních cca dvaceti tvarů kmitu ležely ve frekvenčním rozmezí 20 Hz – 20 kHz.

Tyto podmínky se víceméně podařilo splnit u všech čtyřech modelů vnitřního ucha. Porovnání frekvencí vlastních tvarů kmitu a počtu příčných tvarů kmitu je uvedeno v tabulce 2. Příčné tvary kmitu nemají smysl u plošného modelu cochley, kde principiálně nemohou nastat. Nejvhodnější k modelování kmitání basilární membrány se jeví druhá verze zatočeného modelu membrány, která se nejvíce podobá tvaru skutečné membrány a má nejméně příčných tvarů kmitu.

Tab. 2. Porovnání modelů z hlediska modelování kmitání basilární membrány

Model	frekvence 1. tvaru kmitu (Hz)	frekvence 20. tvaru kmitu (Hz)	počet příčných tvarů v prvních 20 tvarů kmitu
plošný model cochley	400	13 387	--
ploché prostorový model membrány	845	12 521	7
zatočený prostorový model membrány – první verze	852	15 812	5
zatočený prostorový model membrány – druhá verze	835	18 866	2

7.1.2 Modelování postupné rovinné akustické vlny v cochlece

Při tomto modelování jde o spojení dvou jevů – jedním je postupná rovinná akustická vlna v perilymfě, která je vybuzena chvěním membrány oválného okénka, a druhým jevem je odezva basilární membrány na tuto akustickou vlnu.

Modelování postupné vlny v perilymfě umožňuje pouze rovinný model cochley. Lze dobře sledovat běžící vlnu ve scala vestibuli od oválného okénka až k helicotremě a dále do scala tympani, kde je vlna pohlcena.

Ostatní modely neumožňují modelování postupné vlny v perilymfě, lze u nich však lépe a věrněji sledovat odezvu basilární membrány na postupnou akustickou vlnu. Nejvhodnější k modelování tohoto problému se jeví ploché prostorový model membrány (pro velkou názornost) a zatočený prostorový model membrány ve druhé verzi (dává výsledky nejvíce podobné skutečnosti).

7.2 MODELOVÁNÍ PATOLOGICKÝCH JEVŮ V COCHLEE

Patologickými jevy se rozumí ty, které nastávají pouze u nesprávně fungujícího ucha v důsledku jistých nemocí, poškození nebo úrazu. Vhodnost modelů k modelování různých patologických jevů je uvedena v tabulce 3.

7.2.1 Modelování částečného ucpání cochley

Částečné ucpání bylo modelováno pomocí plošného modelu cochley jako cizí těleso (nečistota, nádor) umístěné ve scala vestibuli. Modelováním bylo zjištěno, že v blízkosti výrůstku dochází k určité deformaci postupné akustické vlny a tato zde přestává být rovinnou. Vlny ovšem stále mohou pronikat i za překážku a vybuzovat pak tvary kmitu basilární membrány. Může však docházet také k vybuzení nežádoucích nesymetrických příčných tvarů kmitu membrány.

7.2.2 Modelování úplného ucpání cochley

K modelování tohoto defektu lze opět použít pouze plošný model cochley. Modelováním bylo zjištěno, že v tomto případě vůbec nemůže dojít ke vzniku správné postupné akustické rovinné vlny. Rovněž nemohou být vybudeny nižší tvary kmitu basilární membrány. Může také dojít ke vzniku akustického módu – ustáleného kmitání části scala vestibuli. To může být vybudeno i velmi slabou intenzitou zvuku (hluk pozadí – např. proudění vlastní krve v cévách). Pak jsou stále vybudovány vyšší tvary kmitu membrány a výsledný akustický vjem tvoří trvale znějící vysoký tón. Toto může být jednou z příčin tzv. tinnitu – pískání v uchu.

7.2.3 Modelování poruchy absorpce ve scala tympani

Tuto poruchu umožňuje modelovat pouze plošný model cochley. Na rozdíl od zdravého ucha zde nedojde ke správnému pohlcování postupné akustické vlny ve scala tympani. Modelováním bylo zjištěno, že akustická vlna běží až k okrouhlému okénku, od něj se částečně odráží a běží nazpět opačným směrem. Přitom dochází znovu k vybudování kmitání basilární membrány a ke sčítání s další akustickou vlnou, postupující od oválného okénka – vzniká akustický mód. Výsledný sluchový vjem je tedy zkreslen. Zkreslení však není příliš vážné – při odrazu vlny od okrouhlého okénka nedochází ke změně její frekvence, takže člověk slyší stále správnou výšku tónu, ovšem po delší dobu než u zdravého ucha.

7.2.4 Modelování protržení basilární membrány

Protržení membrány lze modelovat pomocí všech prostorových modelů membrány. K protržení membrány může nejpravděpodobněji dojít na jejím konci u oválného (okrouhlého) okénka, protože tam je membrána nejtenčí. Bylo zjištěno, že tvary a frekvence kmitu se protržením membrány příliš nemění (pokud není otvor v membráně velký). V místě protržení však membrána pochopitelně nemůže dráždit nervová zakončení a posílat informace o zvuku do mozku.

7.2.5 Modelování příčného kmitání basilární membrány

Může vzniknout ze dvou různých příčin – buď vlivem nesprávně běžící akustické vlny v perilymfě, nebo v důsledku nehomogenity basilární membrány. Všechny prostorové modely basilární membrány mají příčné tvary kmitu. U správně fungujícího ucha však tyto příčné tvary nehrají žádnou roli, protože nemohou být vybudeny. Pokud však dojde k narušení akustické vlny v perilymfě vlivem nějaké poruchy, může i u zdravé basilární membrány dojít ke vzniku příčného kmitání. Toto kmitání je vždy nežádoucí a výsledný sluchový vjem je zcela chybný.

7.2.6 Modelování nehomogenity basilární membrány

Nehomogenita membrány může být způsobena např. ztvrdnutím části membrány v důsledku nemoci nebo po úraze. Pod pojmem nehomogenita se rozumí změna materiálových (tuhost) nebo geometrických (tloušťka) vlastností v určitém místě. Modelováním bylo zjištěno, že záleží na poloze nehomogenity. Pokud je umístěna v blízkosti helicotremy, jsou ovlivněny již první tvary kmitu membrány. Pak dochází prakticky při každé frekvenci zvuku ve větší či menší míře k příčnému kmitání a sluchový vjem je prakticky vždy chybný. Pokud je však nehomogenita situována u okrouhlého okénka, projeví se vznik příčného kmitání až u vyšších frekvencí zvuku a nižší frekvence budou vnímány správně.

Tab. 3. *Vhodnost modelů k modelování různých patologických defektů v cochle*

Model	Defekt					
	částečné ucpání cochley	úplné ucpání cochley	porucha absorpce ve scala tympani	protržení basilární membrány	příčné kmitání basilární membrány	nehomogenita basilární membrány
plošný model cochley	ano	ano	ano	ne	ne	ne
ploché prostorový model membrány	ne	ne	ne	ano	ano	ano
zatočený prostorový model membrány – první verze	ne	ne	ne	ano	ano	ano
zatočený prostorový model membrány – druhá verze	ne	ne	ne	ano	ano	ano

8 ZÁVĚR

Tato práce se zabývala modelováním vnitřního ucha, které funguje dle Békésyho teorie postupné akustické vlny. Byly prezentovány a diskutovány různé modely vnitřního ucha, které jsou v současné době ve světě známy - matematické, fyzikální, elektrické, objemové a konečnoprvkové modely. Byly uvedeny cíle této práce, z nichž některých nedosáhl žádný z modelů známých ve světě – jde např. o modelování postupné akustické vlny a modelování vad a defektů cochley.

Pro řešení této problematiky byl vybrán konečnoprvkový model. Prezentovány byly celkem čtyři různé modely – plošný model cochley a tři prostorové modely basilární membrány (jeden plochý a dva zatočené modely). Tyto modely umožňují modelovat jak fyziologické (postupná akustická vlna, kmitání basilární membrány), tak patologické jevy v cochle.

Modelování defektů cochley může přinést řadu cenných poznatků pro lékaře. Dále mohou být výsledky této práce použity také při tvorbě nových modelů vnitřního ucha na vyšší úrovni. V dalším studiu této problematiky by tedy bylo vhodné zabývat se vytvořením prostorového modelu cochley a modelováním dalších, dosud nezkoumaných patologických jevů.

Poděkování

Vznik této práce byl umožněn za podpory grantového projektu GAČR č.106/98/K019 a za cenné spolupráce Doc. Ing. Vojtěcha Mišuna, Csc.

9 SUMMARY

The basic element of the frequency analysis of the human hearing system is the cochlea. This article presents finite-element models of the cochlea function with parameters, which are to provide for its functionality. These models were based on the G. von Bekézsy theory of travelling acoustic waves along the basilar membrane inside the cochlea.

The function of cochlea: the sound waves originate by means of the oval window vibrations. These waves pass from the scala vestibuli to the scala tympani at the snail top known as helicotrema. As a result, a travelling plane acoustic wave is formed which in turn excites a structural wave of the basilar membrane. This wave runs along the basilar membrane and causes its significant oscillation at a characteristic place depending on the noise frequency height. This place is defined by the special spectral and modal properties of the basilar membrane. Every structural mode of the basilar membrane has only one expressive peak in different position for individual natural frequencies.

Therefore the cochlea may be described as a frequency hydro-mechanical analyser placed inside the inner ear. Its basic function is to perform the spectral decomposition of acoustic signals in real time.

The finite-element (FE) models of the cochlea were constructed based on its above-described function. In order to achieve such exclusive spectral properties, the structure of the basilar membrane must have exactly defined geometric and material characteristics changing along the length of the membrane.

Two finite-element models of human inner ear were presented: two-dimensional model of the cochlea and three-dimensional model of the basilar membrane. Three variants of the three-dimensional model were showed: the flat membrane and two variants of the coiled membrane. These models were used for the modelling of these physiological processes: the oscillation of the basilar membrane (modes), travelling plane acoustic wave in the cochlea and the response of the basilar membrane. The modelling of some pathological phenomenons is also possible: e.g. obstruction of cochlea, malfunction of absorption in scala tympani, rupture of basilar membrane, unsymmetrical oscillation of basilar membrane, inhomogeneity of basilar membrane. None of models, which are known in world, can model these pathological effects.

Some of the functional properties may be better observed on the whole cochlea model, while numerous other characteristics is better to analyse on a 3D model of the basilar membrane. In future, this research could be pointed to the three-dimensional modelling of the whole cochlea and to the studying of another pathological phenomenons.

10 LITERATURA

- [1] von BÉKÉSY, G.: *Experiments in hearing*. McGraw Hill, New York, 1960
- [2] SEIKEL, J. A., KING, D. W., DRUMRIGHT, D. G.: *Anatomy And Physiology For Speech, Language And Hearing*. Singular Publishing Group, Inc., San Diego, 2000
- [3] SALT, A. N.: *Cochlear Anatomy*. Dep. Of Otolaryngology, Washington University School Of Medicine, St. Louis
- [4] TITZE, Ingo R.: *Principles Of Voice Production*. Prentice Hall, Inc., New Jersey, 1994
- [5] de BOER, E.: *Mechanics of the Cochlea*. *Hear Res*, pp. 259-317, 1997
- [6] MIŠUN, V., JANOVSÝ, P.: *Some Cochlea Defects and their Influence on the Hearing System Function*. Rhodos, 2002
- [7] MIŠUN, V.: *Finite Element Cochlea Model for Sound Spectral Decomposition*. The 8th International Congress on Sound and Vibration, pp. 903-910, Hong Kong, 2001
- [8] MIŠUN, V.: *Sound Analysis Model Of Cochlea System*. Proc. Of The Seventh International Congress On Sound And Vibration, Garmisch-Partenkirchen, pp. 2267-2274, 2000
- [9] JANOVSÝ, P.: *Modelování lidského sluchu*. *Hluk a kmitanie v praxi*, pp. 51-56, Kočovce, 2001
- [10] JANOVSÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování některých vad vnitřního ucha*. *Hluk a kmitanie v praxi*, pp. 43-48, Kočovce, 2002
- [11] JANOVSÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování lidského sluchu*. *Aplikovaná mechanika*, pp. 177-182, Ostrava, 2002
- [12] van SCHAIK, A.: *An Artificial Cochlea*, 1995.
<<http://www.epfl.ch/lami/team/vschaik/eap/cochlea.html/>>
- [13] LIM, K. M.: *Cochlear Model*, 1999
<<http://137.132.146.156/cochlea/>>
- [14] ZAKIS, J., WITTE, M.: *Modelling of the Cochlea using Java 3D*, 2001
<<http://www.eng.monash.edu.au/ieee/ieeebio2001/witte.pdf>>
- [15] GIVELBERG, E., BUNN, J., CHARLES, R., RAJAN, M.: *Computational Modelling of the Cochlea with the Immersed Boundary Method*, 1999
<<http://www.ccsf.caltech.edu/publications/techpubs/brochure99/inserts/insert2.html>>
- [16] KEOLIAN, R.: *Physical Model of the Cochlea*, 1998
<<http://www.bioen.utah.edu/faculty/rdr/cochphymod.html>>

- [17] LYON, R. F.: *Lyon's Auditory Model*, 2000
 <[http:// www.nts.csrif.pd.cnr.it/ifd/pages/asr-lyon.htm](http://www.nts.csrif.pd.cnr.it/ifd/pages/asr-lyon.htm) />
- [18] *History*, 2002
 <[http:// www.huq.nl/nojava/pdf/history.pdf](http://www.huq.nl/nojava/pdf/history.pdf) />
- [19] LIM, K.M.: *Cochlear Modelling*, 2001
 <[http:// www.eng.nus.edu.sg/eresnews/1001/rd/rd_9.html](http://www.eng.nus.edu.sg/eresnews/1001/rd/rd_9.html) />
- [20] ALKAHBY, H. Y., MAHROUS, M. A., MAMO, B.: *Mathematical Model for the Basilar Membrane as a two Dimensional Plate*, 1999
 <[http:// ejde.math.swt.edu/conf-proc/02/a3/alkahby.pdf](http://ejde.math.swt.edu/conf-proc/02/a3/alkahby.pdf) />
- [21] GIVELBERG, E., RAJAN, M., BUNN, J.: *Detailed Simulation of the Cochlea*, 1999
 <[http:// www.pcbunn.cacr.caltech.edu/cochlea/givelberg_paper.pdf](http://www.pcbunn.cacr.caltech.edu/cochlea/givelberg_paper.pdf) />
- [22] BARTELT, M., BRUNETT, S., BUDRUNIAS, A., POOL, J.: *Cochlea Model*, 2001
 <[http:// www.hp.com/ techservers/ news_events/ articles/ archives/ 2001_10_10.pdf](http://www.hp.com/techservers/news_events/articles/archives/2001_10_10.pdf) />
- [23] van SCHAIK, A., FRAGNIÈRE, E.: *Pseudo-voltage Domain Implementation of a 2-dimensional Silicon Cochlea*, 2001
 <[http:// www.eelab.usyd.edu.au/andre/publications/Iii_185.pdf](http://www.eelab.usyd.edu.au/andre/publications/Iii_185.pdf) />
- [24] <[http:// www.serve.me.nus.edu.sg/mpelimkm/cochlea](http://www.serve.me.nus.edu.sg/mpelimkm/cochlea) />
- [25] *Dynamic Animation of the Basilar Membrane*
 <[http:// www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp/fem_bm-e.html](http://www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp/fem_bm-e.html) />
- [26] HEERENS, Willem, Chr.: *Georg Von Békésy's travelling wave is a deceptive appearance interpreted as a travelling wave.htm*, 2003
- [27] HEERENS, Willem, Chr.: *Applying physics in a correct way offers the keys for solving the mysteries in hearing.htm*, 2002
- [28] van SCHAIK, A., FRAGNIÈRE, E.: *Pseudo-voltage implementation of a 2-dimensional silicon cochlea*, 2001
- [29] HEERENS, Willem, Chr.: *The non-existence of the travelling wave.htm*, 2003

11 SEZNAM AUTOROVÝCH PUBLIKACÍ

1. JANOVSKEÝ, P.: *Modelování lidského sluchu*. Hluk a kmitanie v praxi, pp. 51-56, Kočovce, 2001
2. JANOVSKEÝ, P.: *Experimentální určení polohy formantů*. II. celostátní foniatrické dny E. Sedláčkové, Olomouc, 2001
3. JANOVSKEÝ, P.: *Experimentální určení polohy formantů při zpěvu jednoho tónu, při zpěvu glissanda a ladění formantů*. Interactions and feedbacks 2001, pp. 73-80, Praha, 2001
4. JANOVSKEÝ, P., HOSTIČKA, P.: *Experimentální určení polohy formantů*. Posterová konference, VUT FSI Brno, 2001
5. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování lidského sluchu*. Aplikovaná mechanika 2002, pp. 177-182, Ostrava, 2002
6. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování některých vad vnitřního ucha*. Inženýrská mechanika 2002, pp. 105-106, Svratka, 2002
7. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování některých vad vnitřního ucha*. Hluk a kmitanie v praxi, pp. 43-48, Kočovce, 2002
8. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Some Cochlea Defects and their Influence on the Hearing System Function*. Biological Effects of EMFs, pp. 495-503, Rhodos, 2002
9. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelování postupně běžící akustické vlny ve vnitřním uchu člověka*. Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002
10. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Experimentální určení formantů vokálního traktu člověka při mluvení nahlas, mluvení šeptem a při buzení ústní dutiny tryskou*. Interakce a zpětné vazby 2002, Praha, 2002
11. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelling of Human Hearing System*. Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2003, pp. 153-154, Hrotovice, 2003
12. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V.: *Modelling of the Human Inner Ear*. Enginering Mechanics 2003, pp. 132-133, Svratka, 2003
13. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V., ŠVANCARA, P.: *Externí buzení vokálního traktu u pacientů s elektrolarynxem*. Hluk a kmitanie v praxi, pp. 31-34, Kočovce, 2003
14. JANOVSKEÝ, P., MIŠUN, V., DOHNAL, P., HRŮZA, V., ŠVANCARA, P., URBAN, F., VALENTA, J.: *Experimentální analýza umělých hlasivek*. Hluk a kmitanie v praxi, pp. 21-24, Kočovce, 2004

12 AUTOROVO CURRICULUM VITAE

Jméno: Petr Janovský, Ing.
Datum narození: 27. 6. 1977
Adresa: Charvatská 32, 612 00 Brno
Rodinný stav: svobodný
Národnost: česká



VZDĚLÁNÍ

- 2000 – 2005** VUT Brno, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky – doktorský studijní program, specializace inženýrská mechanika. Téma disertační práce: Modelování lidského sluchu
- 1995 – 2000** VUT Brno, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles – magisterský studijní program, specializace inženýrská mechanika, studium zakončeno s červeným diplomem. Téma diplomové práce: Napjatostně-deformační analýza skluzového šroubu Aesculap
- 1991 – 1995** SPŠ strojnická Sokolská, Brno – studium zakončeno maturitou s vyznamenáním
- 1983 – 1991** ZŠ Slovanské náměstí, Brno

PEDAGOGICKÁ ČINNOST

- 2001 – 2002** VUT FSI Brno, dynamika a technická mechanika – cvičení
- 2000 – 2001** VUT FSI Brno, dynamika – cvičení

ZÁJMY

Hudba – hra na dechové nástroje, zpěv ve sboru, kultura, cestování, příroda, knihy