



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

INFLUENCE OF MIDDLE EAR CAVITY WALL ABSORPTION ON MECHANICS OF HEARING

D. Dušek¹, K. Pellant²

Summary: *Impedance and wall absorption are important characteristics of acoustical systems. Unlike the electrical case, no convenient commercial system is available for acoustical impedance measurement. Reasons for this lack include the unavailability of low distortion acoustic sources, the unavailability of precisely calibrated acoustic sources, and the complications introduced by the wave-like nature of sound (due to the relatively slow sound speed). Therefore it is an absence of serious experimental data of eardrum acoustic impedance or ear cavity wall impedance. In this paper we shall discuss an application of mathematical modelling for the determination of an interval of possible impedance values. The modelling used here is based on finite element method (system Ansys 7.1), the complete mechanical model of human ear. From the point of view of acoustic energy transmission are taken in account the acoustic subsystem of the external auditory canal, the elastic structure of the tympanic membrane, the middle ear cavity acoustic subsystem, the stiff ear ossicle chain with moveable joints, the coupling of individual ossicles to the walls of middle ear cavity via ligaments and muscles and the coupling of stapes footplate to oval window (the enter of cochlea).*

1. Úvod

Lidské ucho je extrémně komplexní orgán, který převádí a zpracovává zvukové signály přicházející z vnějšího vzdušného prostředí ve formě tlakových vln. K buňkám smyslového vnímání zvuku (umístěným na bazilární membráně ve vnitřním uchu) zvukové podněty přicházejí hlavně vzdušným vedením tj. přes vnější zvukovod. Na konci kavity zevního zvukovodu je energie tlakových vln převáděna na mechanické vibrace blanky bubínku. Tyto vibrace bubínku vyvolávají pohyb řetězce osikulárních kůstek, konec tohoto řetězce tj. pata třmínku následně převádí energii vibrací bubínku zpět na energii postupných akustických vlny šířících se ve fluidním prostředí vnitřního ucha. Tyto tlakové vlny pak rozechvívají bazilární membránu, na které jsou umístěny vlastní smyslové buňky zvukového vnímání. Z hlediska amplitudy vibrací bazilární membrány je jako určující akustická veličina hodnota rychlosti pohybu třmínku.

¹ Ing. Daniel Dušek, ÚMTMB FSI VUT Brno, Technická 2, 616 69 Brno,
e-mail: dusekdaniel@centrum.cz, tel.:+420 54114 2804

² Doc. RNDr Karel Pellant, CSc, ÚMTMB FSI VUT Brno, Technická 2, 616 69 Brno,
e-mail: pellant@umtn.fme.vutbr.cz, tel.:+420 54114 2856

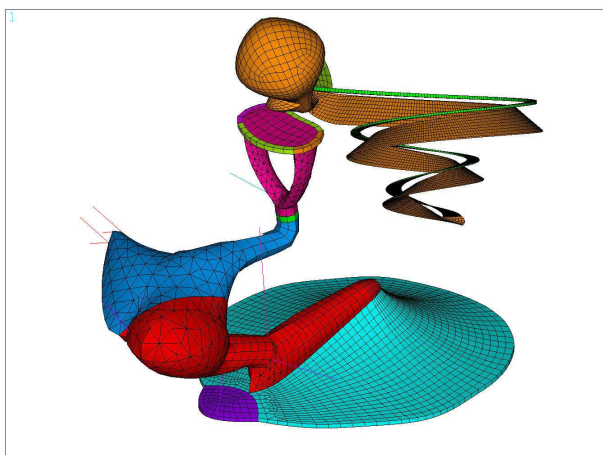
Dnešní úroveň výpočetní techniky a programového vybavení umožňuje početně simulovat mechanismus přenosu zvuku vzdušnou cestou s dostatečnou přesností. Přitom je možné analyzovat vliv jednotlivých akustických a strukturních subsystémů normálního lidského ucha na sluch popř. je možné provádět diskuse vzájemných interakcí mezi jednotlivými subsystémy. Modelování také umožňuje provádět simulace vlivu některých ušních onemocnění na sluch, odhadovat účinnost invazivních operačních zásahů v oblasti ucha apod. Zatímco hodnoty elastických modulů a hustot jednotlivých materiálů vytvářejících strukturní a fluidní systémy ucha jsou známy, hodnoty viskoelastivity tkání a pohltivosti stěn ušních dutin v literatuře nejsou zmiňovány. Přitom se dá očekávat, že tyto parametry z hlediska mechaniky přenosu zvuku lidským uchem mohou hrát významnou roli a to jak u ucha normálního tak obzvláště v případě některých onemocnění (např. různé typy středoušních zánětů).

2. Cíl Práce

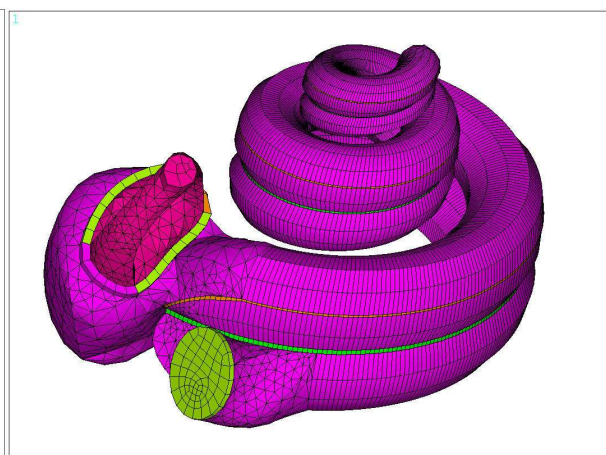
Cílem práce bylo na vytvořeném, kompletním modelu lidského ucha provést diskusi vlivu různé pohltivosti stěn středoušního prostoru na přenosové charakteristiky lidského ucha. Ke zjištění přenosových charakteristik lidského ucha byl použit konečnoprvkový výpočetní systém Ansys. Na konečnoprvkovém modelu lidského ucha bylo aplikováno buzení oscilacemi akustického tlaku při ústí do vnějšího zvukovodu, hodnoty amplitud tlaku a pásmo frekvencí odpovídaly hodnotám používaným při standardních audiologických vyšetřeních. Pro tento způsob buzení pak byly provedeny parametrické výpočty vlivu pohltivosti stěn středoušní dutiny (zadávané v systému Ansys pomocí parametru MU) na hodnoty akustického tlaku v prostorách vnějšího, středního a vnitřního ucha a na rychlost pohybu třmínku. Vypočtené hodnoty byly srovnány s experimentálně zjištěnými daty uváděnými v práci [2-6].

3. Model lidského ucha

Geometrie konečnoprvkového modelu byla vytvořena v systému Ansys 7.1. Model zahrnuje kavitu vnějšího zvukovodu, bubínek, středoušní kůstky se svaly a ligamenty uchycenými na stěnách středoušní dutiny a cochleu se sacculem.

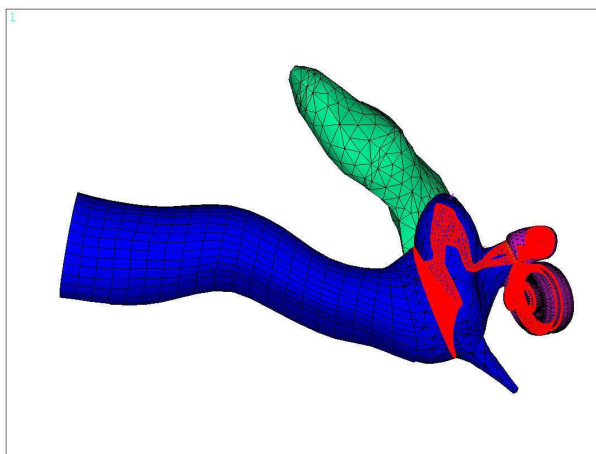


Obr.1 Konečnoprvkové subsystémy struktur ve středním a vnitřním uchu



Obr.2 Model cochley-vnější pohled

Geometrie stěn kavity vnějšího zvukovodu a středoušní dutiny byla vytvořena z dat počítačové tomografie [7], vnější zvukovod a středoušní prostory byly odděleny bubínkem. Středoušní kůstky byly modelovány podle skutečných lidských kůstek odměřením jejich rozměrů. Řetězec středoušních kůstek byl jednak spojen s bubínkem a oválným okénkem a jednak byl upnut ke stěně bubínkové dutiny pomocí ligamentů a svalu tensoru tympani (obr. 1). Závity šneku cochlely a sacculus (obr. 2) byly vytvořeny podle informací dostupných



Obr.3 Kompletní konečnoprvkový model lidského ucha

v literatuře. Vnitřní prostor cochlely byl přepažen do spirály natočenou basilární a Reissnerovu membránou, takto vytvořené prostory scala vestibuli, scala tympani a scala media byly zaplněny kapalinou. Celkový konečnoprvkový model ucha je zobrazen na obr. 3.

4. Výsledky harmonické analýzy

Harmonická analýza byla aplikována v rozsahu frekvencí od 110Hz do 10kHz. Buzení bylo prováděno oscilacemi akustického tlaku o amplitudě 1Pa v místě vstupu do vnějšího zvukovodu. Jako výstupní akustické veličiny byly vyhodnocovány hladiny akustického tlaku před a za bubínkem a v endolymfě (v blízkosti bazálního konce cochlely) a frekvenční závislost rychlosti paty třmínku. Parametrické výpočty byly prováděny pro hodnoty pohltivosti středoušní dutiny $MU=0,1$; $MU=0,05$ a $MU=0,025$.

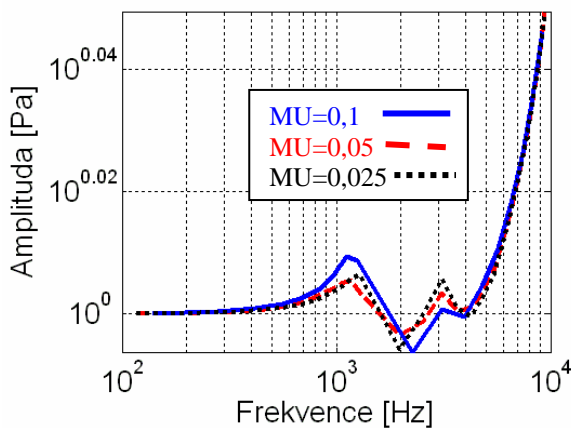
Na obrázku 4 je zobrazen průběh amplitudy akustického tlaku ve vnějším zvukovodu v místě těsně před bubínkem, průběh amplitudy akustického tlaku ve středoušní dutině v místě těsně za bubínkem je zobrazen na obrázku 5. První vrchol (kolem 1,3kHz) na obou frekvenčních charakteristikách odpovídá rezonanční frekvenci strukturní části modelu tj. bubínku spojeného s řetězcem středoušních kůstek. Druhý výrazný vrchol (3,0 kHz) zřejmě odpovídá rezonanční frekvenci středoušní dutiny. Jak je zřejmé z obrázku 5, při zvyšování pohltivosti stěn středoušní dutiny dochází u tohoto maxima pro bod příjmu uvnitř středoušní dutiny k výraznému poklesu, hodnoty tlaku ve vnějším zvukovodu přitom se při různých hodnotách pohltivosti stěn středoušní dutiny prakticky neměnily..

Na obrázku 6 je závislost akustického tlaku na frekvenci uvnitř cochlely a na obrázku 7 je amplituda rychlosti pohybu středu třmínku. Ze srovnání těchto obrázků je zřejmé, že rychlost pohybu paty třmínku je determinující veličinou z hlediska amplitudy postupných akustických vln generovaných v cochlely. Průběh obou těchto veličin je přitom v poměrně dobrém souhlasu s křivkami sluchového prahu tj. vysoké hodnoty amplitud tlakových vln

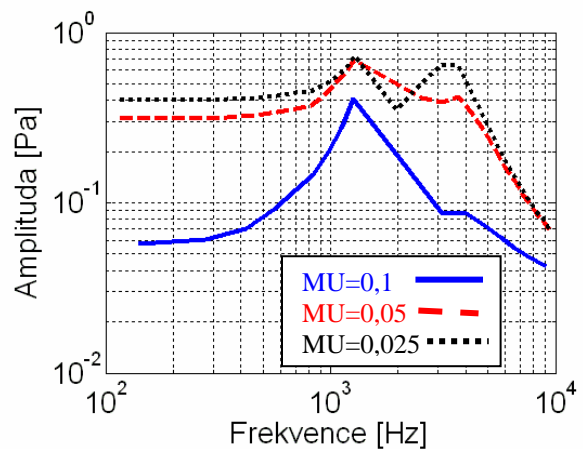
v endolymfě odpovídají nízkým hodnotám sluchového prahu a obráceně. Ze srovnání obrázku 4 a obrázku 6 je zřejmé, že hodnota tlaku před bubínkem nedeterminuje amplitudu tlakových vln v cochley v celém pásmu audiofrekvencí tj. směrem k okrajům audiofrekvenčního pásma jsou amplitudy tlaku generovaného v cochley mnohem nižší než primárního tlaku před bubínkem.

Pro frekvence nižší než 1kHz se zřejmě tlakové vlny přenášejí přes blanku s nízkými transmisními ztrátami tj. rozdíl tlaků před bubínkem a za bubínkem je malý a tím je pak také malá i hodnota budící síly vyvolávající pohyb osikulárního řetězce. Pro tyto frekvence s nárůstem pohltivosti stěn středoušní dutiny dochází ke snižování tlaku ve středoušní dutině a tím ke zvyšování hodnoty tlakového spádu působícího na bubínek. Pro tyto frekvence se zvyšováním pohltivosti stěn středoušní dutiny tedy dochází ke zvyšování amplitud tlakových vln buzených v cochley.

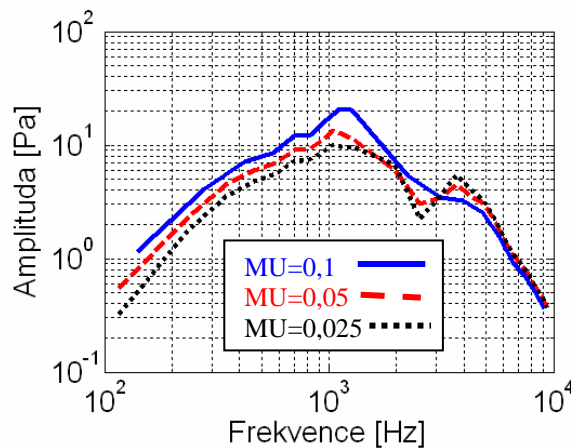
Při působení tlakových vln vyšších než 3kHz amplituda rychlosti osikulárního řetězce již



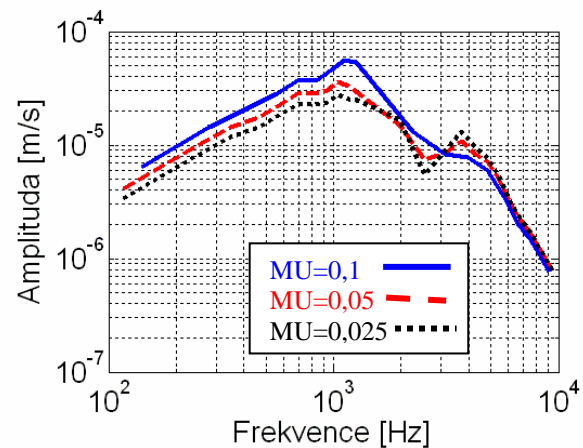
Obr. 4 Amplituda akustického tlaku ve vnějším zvukovodu



Obr.5 Amplituda akustického tlaku v prostoru středoušní dutiny



Obr. 6 Amplituda akustického tlaku v cochley



Obr.7 Amplituda rychlosti pohybu středu třmínku

začíná být snižována tuhostí soustavy osikulárních kůstek, setrvačnými silovými účinky popř. viskoelastickými jevy. V oblasti rezonační frekvence středoušní dutiny tj. kolem 3kHz je

amplituda tlaku z vnitřní strany bubínku opačná než ze strany vnější tj. ze strany zevního zvukovodu. Proto zřejmě v této oblasti frekvencí při zvýšení absorpce stěn středoušní dutiny dochází ke snížení tlakové spádu působícího na bubínek a tím i také ke snížení rychlosti pohybu osikulárního řetězce a snížení amplitud tlakových vln generovaných v endolymfě. Vlivem rezonance středoušního prostoru dochází v oblasti frekvencí okolo 4kHz také s poklesem hodnoty pohltivosti stěn středoušního prostoru k nárůstu amplitudy rychlosti pohybu středu třmínku a. Z těchto výsledků je zřejmé že do frekvence buzení do 3kHz je větší pohltivost stěn na přenos zvukových signálů do vnitřního ucha příznivější než pohltivost malá. Naopak nad frekvenci buzení 3kHz se začne projevovat rezonance středoušního prostoru a dochází k přesně opačnému jevu, kdy pro menší hodnoty pohltivosti je přenos signálů do vnitřního ucha větší než pro pohltivosti velké.

5. Závěr

Na kompletním, konečnoprvkovém modelu lidského ucha modelu byly prováděny výpočty přenosu zvukových signálů do oblasti vnitřního ucha pro různé hodnoty pohltivosti stěn středoušní dutiny. Výpočty ukazují, že pro frekvence nižší než 3kHz se zvyšováním pohltivosti stěn středoušní dutiny dochází k lepšímu přenosu zvuku do cochley, v oblasti pásma 3-5kHz je tento jev opačný a pro frekvence vyšší než 5kHz již přenos signálů do cochley na hodnotě absorpce stěn středoušní dutiny nezávislý.

6. Poděkování

Práce vznikla za podpory výzkumného záměru Ministerstva školství a tělovýchovy CEZ: MSM 262100001 „Výpočtové a fyzikální modelování problémů inženýrské termofluidní mechaniky, mechaniky těles a fázových přeměn“.

7. Literatura

- [1] Hüttenbrink, K.B. et al. (1997): Middle ear mechanics in reserch and otosurgery. Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery. Leipzig und Dresden.
- [2] Ferrazinni, M.(2003): Virtual Middle Ear: A dynamic mathematical model based on the Finite Element Method. A dissertation submitted to the swiss federal institute of technology, Zurich, Switzerland.
- [3] Voss, S., E., Rosowski, J., Merchant, S., N., Peake, W., T. (2000): Acoustic response of the human middle ear. Hearing Research 150, pp. 43-69.
- [4] Voss, S., E., Rosowski, J., Merchant, S., N., Peake, W., T. (2001): Middle-ear function with tympanic-membrane perforations.I. Measurement and mechanisms. J. Acoust. Soc. Am. 110, September 2001, 3, pp.1432-1444.
- [5] Voss, S., E., Rosowski, J., Merchant, S., N., Peake, W., T. (2001): Middle-ear function with tympanic-membrane perforations.II. A simple model. J. Acoust. Soc. Am. 110, September 2001, 3, pp.1445-1452.
- [6] Voss, S., E., Rosowski, J., Merchant, S., N., Peake, W., T. (2001): How do Tympanic-membrane Perforations Affect Human Middle-ear Sound Transmission? Acta Otolaryngol 2001, pp. 169-173.
- [7] Pellant, K., Dušek, D. (2004) Modelling of Basilar Membrane Excitation. Proceedings of the Seventh International Conference on Computational Structures Technology, p.207-208, Lisboa