

NUMERICAL SIMULATION OF THE HUMAN COCHLEA**D. Dušek¹, K. Pellant²**

Summary: *The creation of the finite element model of the linear (passive) human cochlea is described. The model includes rigid wound helix, elastic basilar and Reissner's membranes, whose enclose spaces of scala vestibuli, scala medii and scala tympani. Harmonic analysis for frequency range from 250Hz to 10 kHz in the system Ansys was applied on this model, the pressure excitations were considered in front of scalar vestibule in the position corresponding of the oval window. The amplitudes of basilar membrane vibrations were evaluated for different frequencies of the audible range.*

1. Úvod

Cochlea je část vnitřního ucha, která slouží k převodu mechanických signálů na signály elektrické, které jsou nervovými vlákny odváděny dále do mozku. Vlastní cochlea má tvar ulity hlemýždě a je rozdělena basilární a Reissnerovou membránou na tři prostory (scala vestibuli, scala medii a scala tympani) vyplněné fluidním prostředím. Scala vestibuli a scala tympani jsou ve vrcholu hlemýždě propojeny malým otvorem (helicotremou) a jsou vyplněny čirou tekutinou perilymfou. Prostor scala medii je vyplněn endolymfou. Mechanické vlastnosti perilymfy i endolymfy jsou blízké vodě.

Převod akustického signálu na elektrický je prováděn prostřednictvím smyslových buněk umístěných na basilární membráně. Při vtlačování třmínku do prostoru scali vestibuli se šíří perilymfatickou tekutinou od počátku basilární cochley (BASE) k vrcholu (APEX) zvukové vlny které vyvolávají a chvění basilární membrány ve formě postupující ohybové vlny a tím dochází k dráždění smyslových buněk. Pozice maximálních výchylek postupných vln na basilární membráně je frekvenčně závislá, nízké frekvence rozehívají membránu poblíž apicálního konce, při vzrůstající frekvenci se poloha maximální výchylky posouvá plynule ke konci basálnímu. Právě tato závislost polohy maximálních výchylek na basilární membráně na frekvenci zřejmě umožňuje dekompozici akustických signálů přicházejících do ucha na jednotlivé harmonické složky. Tento jev byl poprvé popsán Békésyem (Békésy, G. von 1960), který také provedl měření na kadaverózních vzorcích.

Z hlediska mechanických vlastností se modely cochley rozlišují na aktivní a pasivní. Aktivní modely se vyznačují nelineárním chováním a mají za cíl postihnout skutečné chování lidské cochley, pro kterou je znám vznik sekundárního vyzařování mechanické energie tj. otoakustická emise. Pro výchylky basilární membrány u nelineárních modelů je známo, že

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

kromě nelineární závislosti odezvy na velikosti budící síly a i poměrně úzkou oblastí výskytu významných amplitud postupných vln na basilární membráně. Naproti tomu model pasivní je lineární, výskyt vyšších amplitud basilární membrány je podstatně širší, hodnota vychylek je přitom podstatně menší než u modelů aktivního typu.

2. Cíl práce

Cílem práce bylo vytvoření třídimenziálního konečnoprvkového modelu cochley, který by svým tvarem a mechanickými vlastnostmi odpovídal skutečné lidské cochley. Tento model by jednak kompletoval počítačový model vzdušné cesty vedení zvuku vnějším zvukovodem a středním uchem (Pellant et al., 2003) a jednak umožňoval studium mechanické odezvy cochley na vnější buzení. Pro buzení membrány byl použit zdroj tlakových vln umístěný na vstupu do cochley tj. na čelní stěně scala vestibuli. Ke konstrukci modelu cochley a ke studiu vlastností amplitud postupných vln na basilární membráně pro různé budící frekvence byl použit konečnoprvkový výpočetní systém Ansys7.1.

3. Tvorba modelu

Vytvořený konečnoprvkový model lidské cochley je znázorněn na obr. 1- 2. Model obsahuje síť prostorových fluidních elementů ve tvaru šroubovice reprezentující fluidní prostředí scala vestibuli, scali tympani a scali medii (obr. 1). Stěny ohraničující fluidní prostředí byly modelovány jako tuhé zadáním okrajové podmínky nulových posuvů (obr. 2). Uvnitř této sítě byly namodelovány struktury basilární a Reissnerovy membrány. Geometrie modelu a objemy scali vestibuli, scali medii a scali tympani byly převzata z výsledků měření skutečné lidské cochley (Salt, A. N., Mammano & Nobili, 1993)). Pro spirálu cochley byla uvažována celková výška $v=3,67$ mm, této výšky bylo dosaženo vzestupným natočením dva a půl závitů proměnného průřezu (obr. 3-4). Při konstrukci basilární membrány byla předpokládána závislost půdorysu poloměru R spirály cochley na úhlu natočení závitů θ podle vztahu

$$R=c_I*exp(c_{II}*\theta), \quad (1a)$$

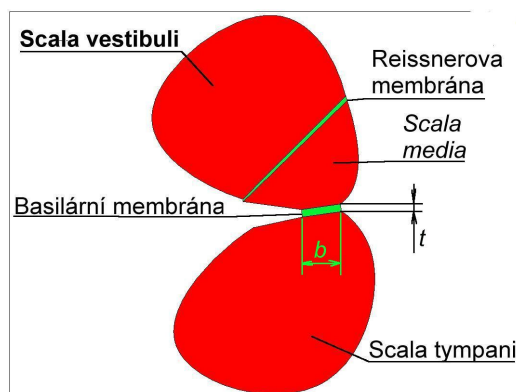
a výšce závitů z

$$z=c_{III}*\theta, \quad (1b)$$

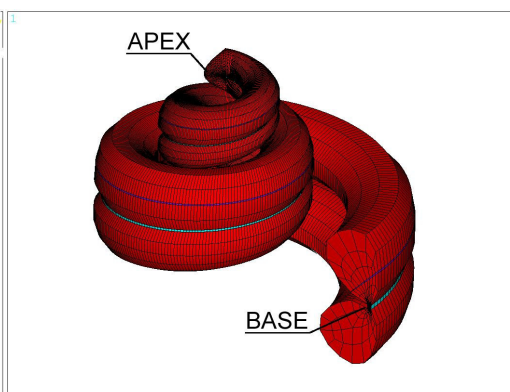
kde úhle θ probíhá interval (0 rad – 4,75 rad), $c_I=0,00045$ m, $c_{II}=0,3$ a $c_{III}=4,3*10^{-6}$ m/rad. Pro tuhost basilární membrány je v literatuře udáván logaritmický průběh, (Mammano, F. & Nobili, R.,1993) na apikálním konci je přitom tuhost minimální a na konci basálnímu maximální. Vzhledem k tomu, že v literatuře se nepodařilo najít přesné informace o geometrii a fyzikálně-mechanických vlastnostech basilární membrány, tak aby bylo dosaženo tohoto uvedeného průběhu tuhosti, pro materiál basilární membrány byly sice předpokládány konstantní materiálové vlastnosti ale byla uvažována její proměnná tloušťka a výška. Pro tloušťku t basilární membrány byl uvažován logaritmický nárůst od apikálního ke konci basálnímu, přitom pro apikální konec byla použita hodnota $t_{APEX}=0,012$ mm a pro basální konec $t_{BASE}=0,102$ mm. Šířka apikálního konce byla $b_{APEX}=0,5$ mm a šířka basálního konce $b_{BASE}=0,1$ mm, pro změnu šířky b basilární membrány byla přitom uvažována lineární závislost (Obr. 4).

Z hlediska materiálových vlastností byly basilární i Reissnerovy membrány uvažovány jako lineárně elastické a izotropní struktury, hodnoty materiálových konstant jsou uvedeny v tabulce1. Materiálové charakteristiky fluidního prostředí tj. scala vestibuli, scala tympani i scala medii byly stejné s hodnotami materiálových charakteristik odpovídajícím vodě tj. hustota byla $\rho=1000$ kg/m³, rychlost šíření zvukových vln $v=1500$ m/s.

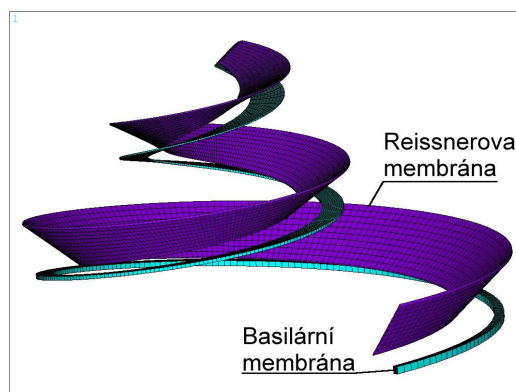
K řešení byly použity prvky SOLID45 pro strukturní část modelu, tj. basilární a Reissnerovy membrána, a prvky FLUID30 pro fluidní prostředí, tj. scala tympani, scala vestibuli a scala media. Pro pohltivost povrchu vnitřních stěn cochley byla použita hodnota $MU=0.07$. Tato hodnota pohltivosti pro sledované frekvence ztlumila vibrace basilární membrány na apicálním konci tj. před vstupem do helicotremy. Tlumení strukturní části výrazně ovlivňovalo délku impulsů šířící se vlny po basilární membráně, při použití hodnoty $c=0.07$ bylo dosaženo poměrně krátké délky odpovídající hodnotě několika vlnových délek.



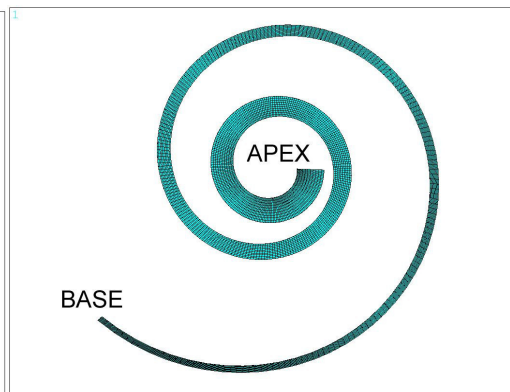
Obr. 1 Příčný řez modelem cochley



Obr. 2 Konečnoprvkový model lidské cochley



Obr. 3 Basilární a Reissnerova membrána



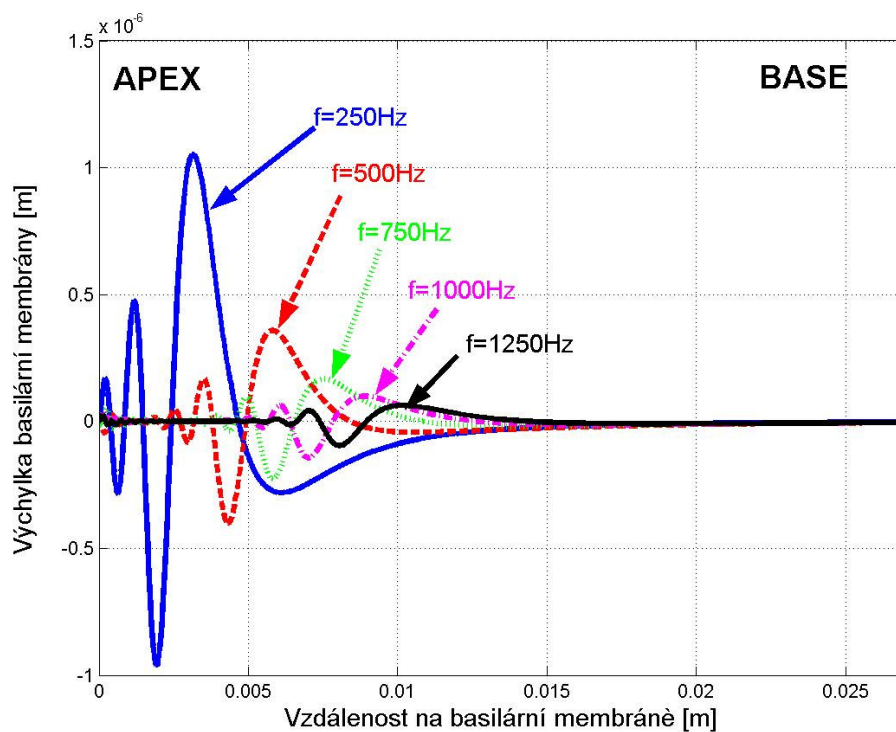
Obr. 4 Basilární membrána

Tabulka1 Materiálové charakteristiky Basilární (BM) a Reissnerovy (RM) membrány

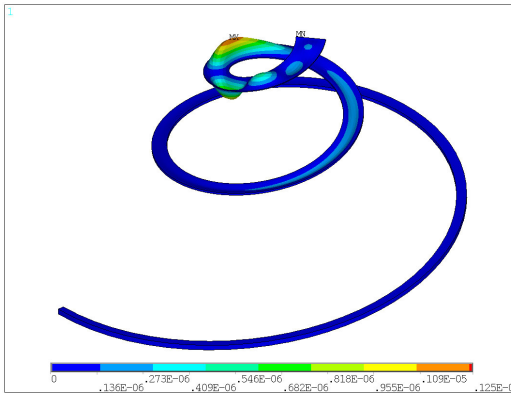
	Modul pružnosti E [Pa]	Poissonův poměr μ	hustota ρ [Kg/m ³]
BM	100000	0.4	1200
RM	80000	0.4	1200

4. Výsledky harmonické analýzy

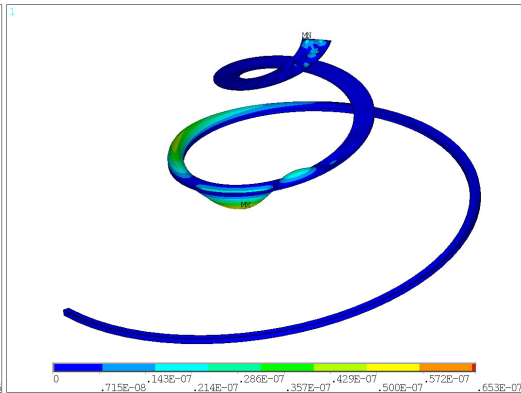
Na modelu cochley byla pomocí systému Ansys aplikována harmonická analýza pro frekvence buzení v pásmu od 250Hz do 10kHz. Buzení bylo zadáváno prostřednictvím okrajové podmínky pro akustický tlak na ploše oválného okénka (umístěného na basálním konci scala vestibuli), amplituda tlaku byla $A_p = 10Pa$. Pro toto buzení byly pak sledovány výchylky postupných vln na basilární membráně. Na obr. 5 jsou znázorněny průběhy výchylek pro jednotlivé frekvence, pro lepší přehlednost jsou vyneseny pouze výchylky postupných vln pro frekvence od 250Hz do 1250Hz. Z tohoto obrázku je zřejmý posun maximální výchylky postupné vlny s frekvencí. Pro frekvenci buzení 250Hz je přítom maximální hodnota výchylky postupující vlny nejbližší apicálnímu konci cochley a poloha maxima se postupně přesouvá s narůstající frekvencí ke konci bazálnímu. Na obr. 6-9 jsou zobrazeny výchylky postupné vlny na basilární membráně pro frekvence buzení 250Hz, 1500Hz, 2500Hz a 5000Hz. I z těchto obrázků je patrný posun maximálních hodnot amplitud výchylky basilární membrány od konce apicálního ke konci basálnímu se zvyšováním hodnoty budící frekvence. Pozice těchto maximálních výchylek postupných vln jsou přitom v poměrně dobré shodě s údaji uvedenými v (Mammano, F. & Nobili, R., 1993). Jak je z průběhu impulsů zřejmé, dochází při šíření k anomální dispersi tj. vysoké frekvence se šíří rychleji než frekvence nízké. Tvar impulsů má proto minimálfázový charakter, což potvrdily i výsledky výpočtů obálek impulsů pomocí Hilbertovy transformace.



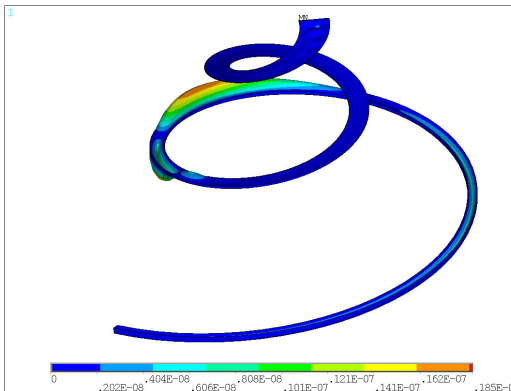
Obr. 5 Průběh postupných vln na basilární membráně pro různé frekvence buzení



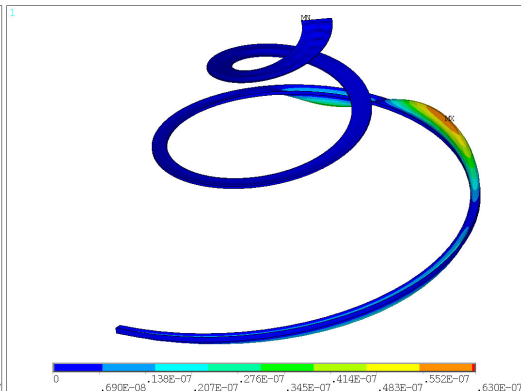
Obr. 6 Amplituda výchylky postupné vlny na basilární membráně pro frekvenci 250Hz



Obr. 7 Amplituda výchylky postupné vlny na basilární membráně pro frekvenci 1500Hz



Obr. 8 Amplituda výchylky postupné vlny na basilární membráně pro frekvenci 2500Hz



Obr. 9 Amplituda výchylky postupné vlny na basilární membráně pro frekvenci 5000Hz

5. Závěr

Vytvořený model basilární membrány svým tvarem odpovídá údajům v literatuře a to jak z hlediska geometrického tak i z hlediska mechanických vibrací basilární membrány. Harmonická analýza provedená v rámci systému Ansys potvrzuje frekvenční závislost polohy maximální amplitudy postupné ohybové vlny šířící se podél basilární membrány. Pro nízké audiofrekvence se poloha maximálních amplitud nachází v blízkosti apicálního konce cochley a se zvyšující se frekvencí dochází k plynulému posunu maxima ke konci basálnímu.

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

- Békésy, G. von (1960) Experiments in Hearing, McGraw-Hill, New York (1960).
- Kian-Meng, L. & Steele, CH., R. (2003) Response suppression and transient behaviour in a nonlinear active cochlear model with feed-forward. *International Journal of Solids and Structures*. Volume 40, Issue 19, September 2003, Pages 5097-5107.
- Mammano, F. & Nobili, R. (1993) Biophysics of cochlea: Linear approximation. *J. Acoust. Soc. Am.* 93, June 1993, 6, pp.3320-3332.
- Nobili, R. & Mammano, F. (1993) Biophysics of cochlea II: Stationary nonlinear phenomenology. *J. Acoust. Soc. Am.* 99, April 1996, 4, pp.2244-2255.
- Pellant, K., Příklad, K., Pejchal P., Dušek D. Simulation of ear diseases. *Proceeding of the IAESTED Int. Conf. "Applied Simulation and Modeling"*, p.352-356, Marbella 2003
- Salt, A. N. Cochlear Fluid Space Areas, Lengths and Volumes.
webpage: <http://oto.wustl.edu/cochlea/mrhmvol.htm>