

INFLUENCE OF POSITION OF MIDDLE EAR PROSTHESIS ON MECHANICS OF HEARING

D. Dušek^{*}, K. Pellant^{**}

Summary: *The analysis of the mechanics of the normal middle ear and of the middle ear with ossicular prosthesis is performed. The creation of the finite element model of the middle ear is described. The model of the normal ear includes external ear canal, tympanic membrane, ossicle chain with joints to oval window in the enter of cochley. The model of prosthesis simulates T-like type of the commercial product. The amplitude of the stapes footplate velocity and the amplitude of pressure excitations in cochley were evaluated for different manners of prosthesis fixation.*

1. Úvod

Lidské ucho se skládá ze tří základních částí: z vnějšího zvukovodu, středního a vnitřního ucha. Mechanické energie akustických vln ve vnějším vzdušného prostředí je nejprve zachycena boltcem a je přenesena přes dutinu vnějšího zvukovodu k bubínku. Oscilace tlaku před bubínkem způsobují jeho průhyb do středoušní dutiny. Vzhledem k tomu, že bubínek je spojen s kladívkem, dochází tak k pohybu řetězce středoušních kůstek a energie tlakových vln je převáděna na energii pohybovou řetězce středoušních kůstek (Voss 2001).

Při pohybu řetězce dochází ke vtlačování poslední kůstky (pata třmínku) do fluidního prostředí vyplňujícího dutinu vnitřního ucha. Tímto způsobem se pohybová energie řetězce zpětně transformuje na tlakové vlny, které se šíří v kapalném prostředí (perilymfa) vnitřního ucha. Takto vzniklé tlakové vlny se šíří od bazálního konce kostěného šneku cochley podél bazilární membrány k apikálnímu vrcholu cochley a způsobují na bazilární membráně vznik postupné ohybové vlny. Vzhledem k tomu, že na bazilární membráně jsou umístěny vláskové smyslové buňky, při vibracích bazilární membrány dochází k jejich dráždění a ke vzniku elektrických podnětů, které jsou dále přenášeny do mozku.

Z hlediska mechaniky sluchu je přitom důležité to, že při šíření postupné ohybové vlny bazilární membránou dochází k lokálnímu zvýšení její amplitudy, poloha tohoto lokálního zvýšení je přitom frekvenčně závislá. Zvuky nízkých frekvencí rozechvívají bazilární

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

^{**} 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

membránu nejvíce poblíž jejího apikálního konce, se vzrůstající frekvencí se poloha maximální výhylky posouvá plynule ke konci basálnímu.

Vnitřní ucho tedy funguje jako mechanický analyzátor frekvencí tj. různé tóny dráždí různé smyslové buňky. Tento základní princip vnímání zvuků byl potvrzen experimentálně jak měřeními na fyzikálních modelech tak i měřeními „in situ“ na kadaverózních vzorcích nebo na zvířatech. Přitom však zůstává řada otázek nedořešena- např. vysoká rozlišovací schopnost, vnímání složených zvuků, maskovací efekt, otoakustická emise apod. V současné době je proto diskusi těchto otázek věnována zvýšená pozornost, jednou z možností jak řešit tyto problémy nabízí i počítačové modelování.

2. Cíl práce

Cílem práce bylo studium změn přenosových vlastností normálního středního ucha při aplikacích středoušních protéz. Při řešení tohoto problému byla uvažována interakce pohybu pevnofázových struktur (řetězce středoušních kůstek resp. kovové náhrady) s elastickým bubínkem, membránou oválného okénka a sousedními fluidními systémy (vzdušný subsystém kavity zevního zvukovodu na straně jedné a kapalínové subsystémy v cochleji na straně druhé). Přitom byla jako akustická veličina charakterizující sluchový vjem sledována především rychlost pohybu třmínku a tlakové oscilace v cochleji. K řešení problému byl použit konečnoprvkový výpočetní systém Ansys8.1.

3. Konečnoprvkový model

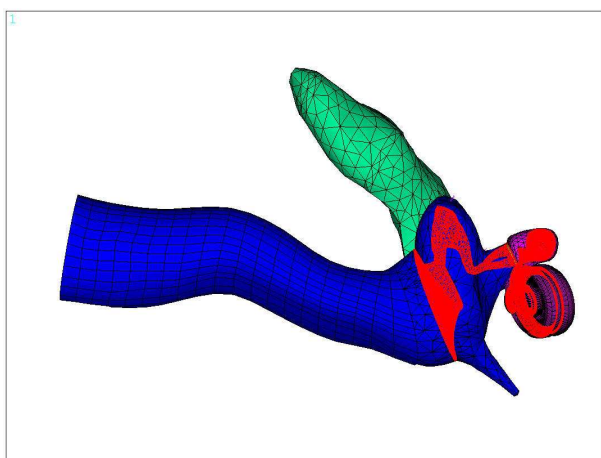
Geometrie stěn kavity vnějšího zvukovodu a středoušní dutiny byla vytvořena transformací dat počítačové tomografie do sítě konečných elementů (obr. 1). Tvar bubínku byl modelován podle údajů z literatury, středoušní kůstky byly modelovány podle skutečných lidských kůstek odměřeními jejích rozměrů, propojení mezi druhou (kovadlinka) a třetí osikulární kůstkou (třmínek) bylo provedeno pomocí rotační kinematické vazby. Konce řetězce středoušních kůstek byly spojeny s bubínkem a s membránou oválného okénka, ke stěně středoušní dutiny byl řetězec upnut pomocí ligamentů a svalů (obr. 2). Mechanické vlastnosti membrána a svalů byly převzaty z literatury (Ferrazinni 2003).

Jak bylo zmíněno v úvodu, bazilární membrána přepažující fluidní prostory uvnitř cochleji (scala vestibuli a scala media), funguje jako mechanický frekvenční analyzátor. Tvorbě modelu stěn kostěného šneku cochleji a elastickým strukturám vnitřního ucha (bazilární membrána, Reissnerova membrána, sacculus) byla proto věnována zvláštní pozornost. Tato úloha je přitom komplikována jednak špatnou dostupností vnitřního ucha (je uloženo uvnitř spánkové kosti) a jednak jeho miniaturními rozměry. Z tohoto důvodu je o geometrii a mechanických vlastnostech elastických struktur vnitřního ucha v literatuře nedostatek přesných údajů, bylo proto nutné provést odladění těchto parametrů modelu pomocí numerických testů.

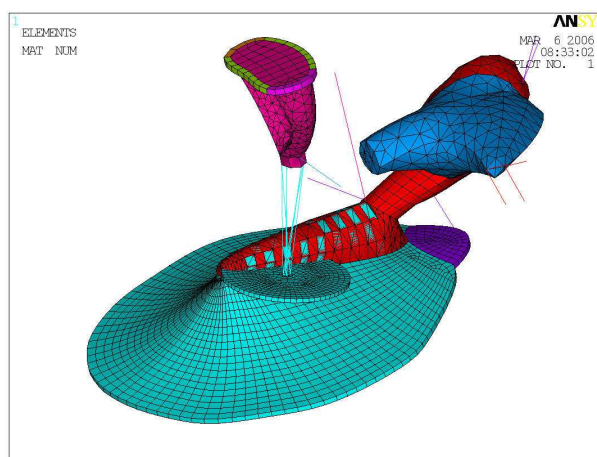
Fluidní prostředí scala vestibuli, scala tympani a scala medii bylo modelováno pomocí sítě prostorových fluidních elementů ve tvaru šroubovice, na prostor scala vestibuli byl napojen sacculus. Stěny ohraničující fluidní prostředí scala vestibuli byly modelovány jako tuhé zadáním okrajové podmínky nulových posuvů, stěny sacculu byly uvažovány elastické. Uvnitř této sítě fluidních elementů byly namodelovány elastické struktury bazilární a Reissnerovy membrány, podélná změna tuhosti bazilární membrány byla dosažena její

proměnnou tloušťkou a šířkou, přitom bylo dosaženo zmiňované funkce bazilární membrány jako frekvenčního analyzátoru (Pellant 2004).

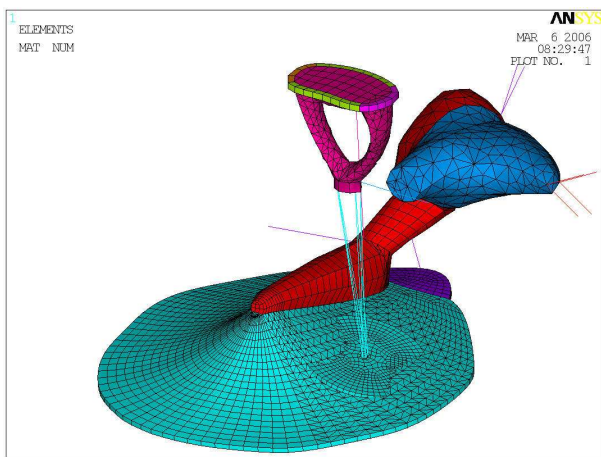
Výpočty přenosových charakteristik byly provedeny pro čtyři varianty modelu. Nejdříve byl proveden výpočet pro model normálního ucha s neporušeným středoušním řetězcem (obr. 1). Další varianty byly počítány s uvažováním přerušení kostěného řetězce, náhradní spojení pomocí umělé kovové protézy ve tvaru přímé kovové tyče (hmotnostní charakteristika tyče odpovídala komerčně vyráběnému přípravku-Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik in Dußlingen, BRD). Na jednom konci protézy bylo vždy předpokládáno pevné spojení s hlavičkou třmínku, druhé spojení bylo provedeno ve třech různých variantách. U varianty **A** byl druhý konec protézy fixován k rukojeti kladívka (obr. 2), varianta **B** uvažovala fixaci druhého konce k bubínku Protéza byla modelována spojující bubínek a hlavičku třmínku, (obr. 3) a varianta **C** předpokládala fixaci druhého konce ke kovadlince (obr. 4).



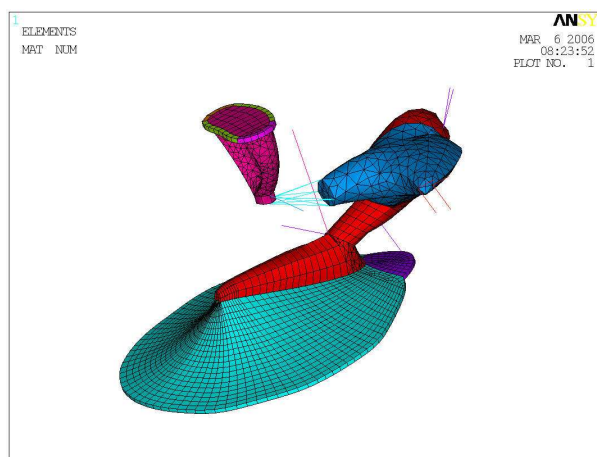
Obr.1 Kompletní konečnoprvkový model lidského ucha



Obr.2 Strukturní část modelu s aplikací protézy typu A



Obr.3 Strukturní část modelu s aplikací protézy typu B



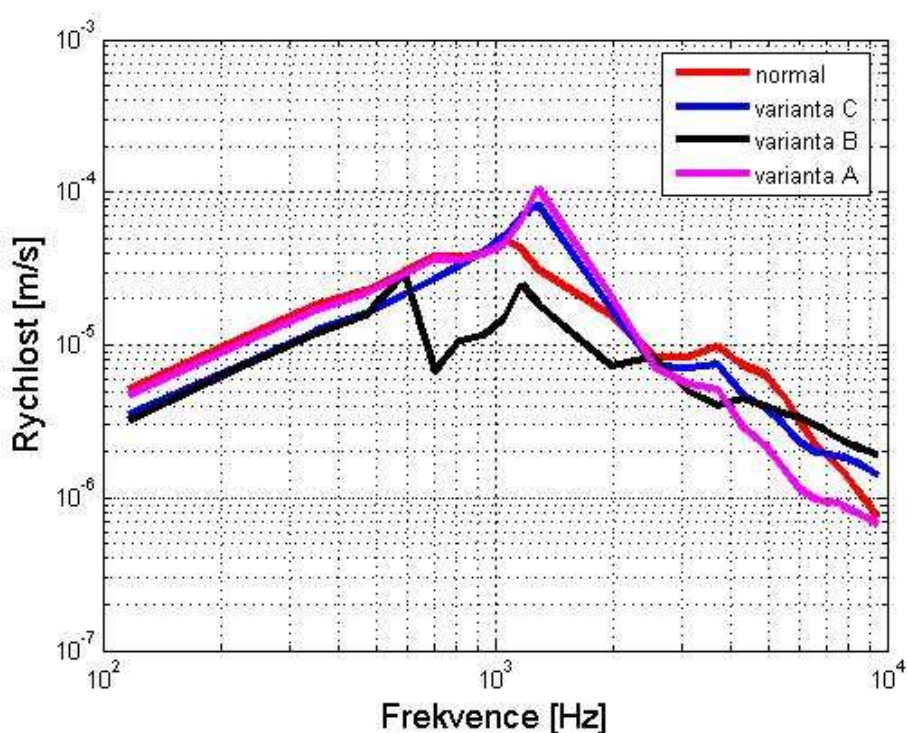
Obr.4 Strukturní část modelu s aplikací protézy typu C

4. Výsledky harmonické analýzy

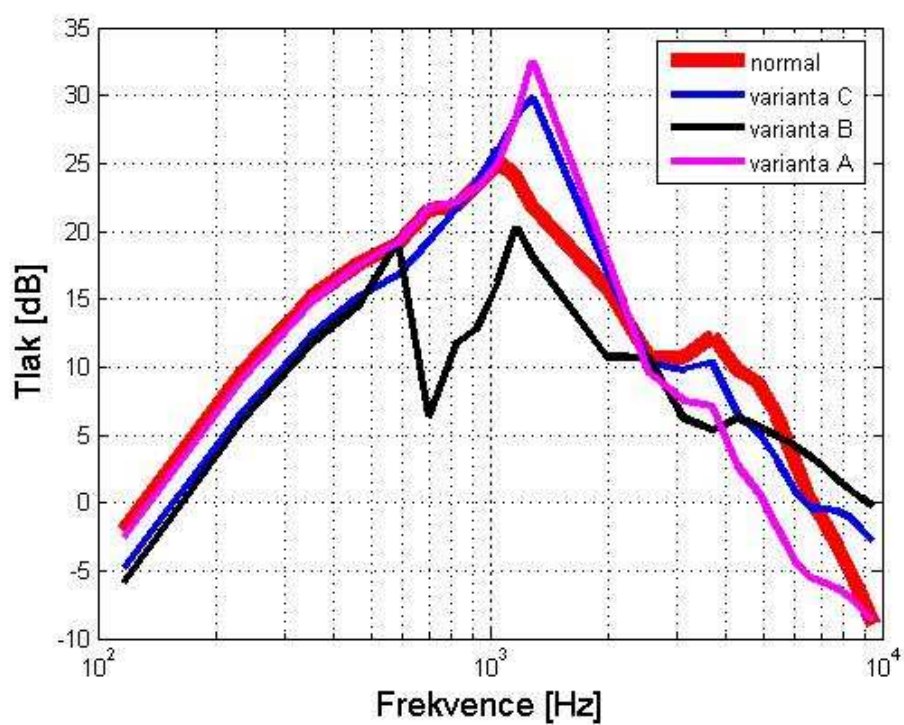
Harmonická analýza byla aplikována v rozsahu frekvencí od 110Hz do 10kHz. Buzení bylo prováděno oscilacemi akustického tlaku o amplitudě 1Pa v místě vstupu do zkráceného vnějšího zvukovodu. Jako výstupní akustické veličiny byly vyhodnocovány frekvenční závislosti rychlosti paty třmínku a tlakové oscilace na vstupu do scala vestibuli.

Na obrázku 5 je vynesena závislost rychlosti pohybu středu třmínku na frekvenci. Červenou barvou je vynesena rychlost pohybu středu třmínku u zdravého ucha. Fialovou barvou je vynesena závislost pro ucho s protézou typu **A**, černou protéza typu **B** a modrá protéza typu **C**. Na obrázku 6 je vynesena závislost hladiny akustického tlaku na vstupu do cochley na frekvenci. Barevné označení je stejné jako u rychlosti pohybu středu třmínku, tj. červená odpovídá zdravému uchu, fialová odpovídá protéze **A**, černá protéze **B** a modrá protéze **C**. Ze srovnání obr. 5 a obr. 6 je zřejmé, že rychlost pohybu paty třmínku těsně koreluje s amplitudou tlakových vln generovaných pohybem třmínku. Amplitudu rychlosti paty třmínku (kterou lze i měřit experimentálně) je tedy možné považovat za akustickou veličinu charakterizující přenos signálu do vnitřního ucha.

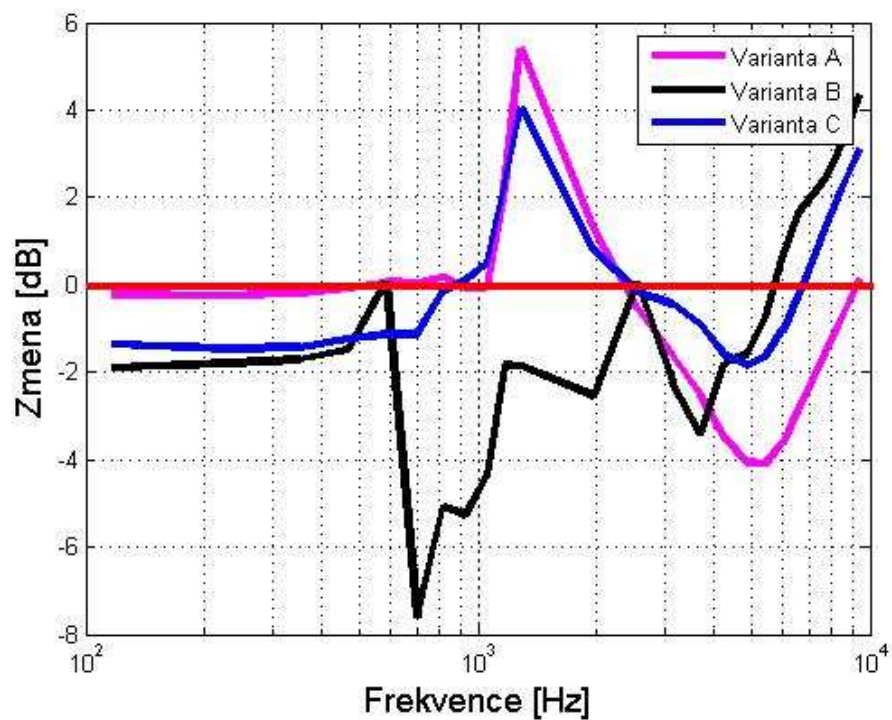
Na obrázku 7 je vynesena změna v rychlosti pohybu středu třmínku u ucha s aplikací středoušních protéz v porovnání se zdravým uchem. Barevné označení čar je opět shodné jako u předchozích obrázků



Obr.5 Amplituda rychlosti pohybu třmínku



Obr.6 Hladina akustického tlaku v cochley



Obr.7 Rozdíl rychlosti pohybu středu třmínku u ucha s protézami v porovnání se zdravým uchem

Z obrázku 7 je zřejmé, že z hlediska aplikace středoušní protézy je nejhorší možná varianta umístění protézy přímo na bubínek, kdy dochází v téměř celém sledovaném frekvenčním pásmu k poklesu přenosové funkce ve srovnání se zdravým uchem. Nejmarkantnější rozdíl je na 700Hz, kdy dochází k poklesu až o 8dB. Varianty protéz **A** a **C** jsou podobné, na nižších frekvencích se jako lepší jeví varianta **A** a na vyšších varianta **C**. U variant **A** a **C** dochází dokonce ve frekvenčním rozsahu 1-2kHz k nárůstu oproti zdravému uchu. Tento jev může být způsoben tím, že na obou koncích bylo předpokládáno optimální lokalizaci protézy, které v praxi zřejmě není možné plně docílit.

5. Závěr

Na kompletním modelu lidského ucha modelu byly provedeny výpočty přenosu zvukových signálů do oblasti vnitřního ucha pro zdravé ucho a pro ucho s aplikací středoušních protéz, které byly upevněny od paty třmínku k rukojeti kladívka, ke kovadlince a k bubínku. Byl sledován vliv jednotlivých poloh uchycení na přenosové charakteristiky středního ucha. Při implantaci protézy na bubínek má vyztužení bubínku zřejmě negativní dopad na přenos zvuku do vnitřního ucha (středoušní systém je tlumen zvýšenou tuhostí soustavy). Jako nejlepší se jeví uchycení protézy buď na rukojeť kladívka nebo ke kovadlince. Naopak nepříliš vhodnou se po matematické simulaci ukázala varianta uchycení středoušní protézy k bubínku.

6. Literatura

- 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.
- 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.
- Pellant, K., Dušek, D. (2004): Modelling of Basilar Membrane Excitation. Proceedings of the Seventh International Conference on Computational Structures Technology, pp.207-208, Lisboa