

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 413

ISSN 1213-4198

thesis
?
IS

Ing. Daniel Dušek

**Modelování mechaniky
lidského sluchu
pomocí MKP**

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

Ing. Daniel Dušek

**MODELOVÁNÍ MECHANIKY LIDSKÉHO SLUCHU
POMOCÍ MKP**

FEM MODELLING OF THE HUMAN EAR MECHANICS

ZKRÁCENÁ VERZE Ph.D. THESIS

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Doc. RNDr. Karel Pellant, CSc.
Oponenti: Prof. Ctirad Kratochvíl, DrSc.
MUDr. Jan Mejzlík, Ph.D.
Doc. Ing. Stanislav Žiaran, CSc.

Datum obhajoby: 17. 4. 2007

KLÍČOVÁ SLOVA

MKP, cochlea, modelování, mechanika lidského ucha

KEY WORDS

FEM, cochlea, modelling, human ear mechanics

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE:

Oddělení pro vědu a výzkum FSI VUT v Brně

OBSAH

1 ÚVOD, FORMULACE PROBLÉMU A MOTIVACE K ŘEŠENÍ STANOVENÝCH CÍLŮ	5
2 FYZIOLOGIE SLUCHU	5
2.1 Vliv zevního zvukovodu na sluch	5
2.2 Fyziologie středoušního převodního systému	6
2.3 Kochleární mechanika	6
3 TVORBA MODELU	7
3.1 Model zevního zvukovodu a středního ucha	7
3.2 model vnitřního ucha	8
3.3 Kompletní konečnoprvkový model vzdušného vedení zvuku	9
4 VLIV JEDNOTLIVÝCH ČÁSTÍ UCHA NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDOUŠÍ	10
4.1 Vliv změny pohltivosti středoušní dutiny	10
4.2 Vliv elastických vlastností bubínku na přenosovou funkci středouší	11
5 VLIV NĚKTERÝCH UŠNÍCH ONEMOCNĚNÍ NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDOUŠÍ	12
5.1 Vliv velikosti perforace bubínku	12
5.2 Vliv přerušení kostěného řetězce	13
6 PREDIKCE MOŽNÉHO VLIVU NĚKTERÝCH CHIRURGICKÝCH ZÁSAHŮ NA SLUCH	14
6.1 Vliv plastiky bubínku na přenosovou funkci středního ucha	14
6.2 Vliv polohování a uchycení středoušní protézy na přenos signálu mezi bubínkem a oválným okénkem	15
7 COCHLEA JAKO MECHANICKÝ ANALYZÁTOR	16
8 VÝPOČTY PŘENOSOVÉ FUNKCE PRO KOMPLETNÍ MODEL LIDSKÉHO UCHA	17
9 ZÁVĚR	18
10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	21
11 ŽIVOTOPIS	22
12 SUMMARY	23

1 ÚVOD, FORMULACE PROBLÉMU A MOTIVACE K ŘEŠENÍ STANOVENÝCH CÍLŮ

Lidské ucho je možné z hlediska stavby považovat za složitou mechanickou soustavu, která umožňuje převod akustických signálů z vnějšího vzdušného prostředí na mechanické vibrace bazilární membrány a tím vyvolávat dráždění nervových sluchových receptorů.

Zjišťováním souvislostí mezi objektivně zjistitelnými vlastnostmi zvukových podnětů a sluchovým vjemem se zabývá fyziologická akustika. Při vzdušném vedení zvuku je mechanická energie tlakových vln šířících se ve vnějším zvukovodu převáděna na vibrace bubínku. Tyto vibrace pak vyvolávají pohyb systému sluchových kůstek, poslední část tohoto řetězce tj. pata třmínku je zdrojem akustických vln šířících se v kapalném prostředí vnitřního ucha. Tyto vlny pak rozechvívají bazilární membránu, na které jsou umístěny vlastní smyslové buňky.

Dnešní úroveň výpočetní techniky a programového vybavení umožňuje s dostatečnou přesností analyzovat a početně simulovat mechanismus přenosu zvuku ze zevního prostředí přes zevní zvukovod, bubínek a středoušní kůstky až do místa smyslového vnímání zvuku tj. povrchu bazilární membrány. Předložená práce si klade za cíl přispět k řešení některých dílčích otázek fyziologické akustiky pomocí matematického modelování metodou konečných prvků. V této souvislosti jsou ověřeny a objasněny některé detaily mechanismu přenosu akustických signálů přes jednotlivé části ucha až do oblasti cochley. Na základě úprav matematického modelu normálního lidského ucha jsou také prováděny simulace možného vlivu některých ušních onemocnění nebo patologií ucha na sluch a predikce účinnosti případných operačních zásahů. V současné době je přitom aktuální zejména problematika tympanoplastik a náhrad středoušních kůstek umělými protézami.

2 FYZIOLOGIE SLUCHU

2.1 VLIV ZEVNÍHO ZVUKOVODU NA SLUCH

Přestože lidský zvukovod není ideálně hladká a rovná trubice pro obvyklé hodnoty průměru zvukovodu kolem 7,3mm lze pro frekvence nižší než 2,8kHz (pro tyto frekvence je polovina vlnové délky menší než průměr zvukovodu) možné předpokládat šíření jen rovinných vln podél zalomené osy zvukovodu. Zevní zvukovod je tedy možné pro nízké frekvence považovat za přímý, na jedné straně otevřený válec, jehož délka odpovídá celkové délce zalomené osy zevního zvukovodu. Pro takový model je možné provádět analytické výpočty tlaků působících na bubínek. Za předpokladu, že uzel stojatých vln leží přesně v rovině otevřeného konce trubice, pak při délce trubice 25mm je hodnota první rezonanční frekvence (odpovídající $\lambda/4$ rezonanci) rovna 3,43kHz [5], [8]. Takto jsou také zpravidla interpretovány maxima akustického tlaku naměřená těsně před bubínkem. Při přesné interpretaci experimentálních měření by však mělo být vzato do úvahy, že u polouzavřených trubic nekmitá jen plyn v trubici, ale i vně do určité vzdálenosti

od hrdla. Tento efekt závisí na poloměru trubice a tvaru olemování hrdla a byl potvrzen i provedeným matematickým modelováním pomocí metody konečných elementů. Pro první kmit a geometrii trubice odpovídající zevnímu zvukovodu tento efekt přitom nabývá až 10%. Pro vyšší frekvence popř. při výrazných nehomogenitách v reliéfu kavity zvukovodu zmiňovaná aproximace zevního zvukovodu pomocí přímé, na jedné straně uzavřené trubice již není oprávněná a ke zjišťování hodnot tlaku působícího na bubínek by mělo být použito matematické modelování pomocí konečných prvků.

2.2 FYZIOLOGIE STŘEDOUŠNÍHO PŘEVODNÍHO SYSTÉMU

Středoušní převodní systém (tj. především bubínek a středoušní kůstky), zabezpečuje přenos energie tlakových vln působících na bubínek do prostoru vnitřního ucha. Při průchodu akustických vln přes rozhraní mezi prostředím s nízkou hodnotou měrné akustické impedance a prostředím s výrazně vyšší měrnou akustickou impedancí je energetický transmisní součinitel zvukové energie rovinných vln velmi nízký (např. mezi vzduchem a vodou je jeho hodnota 0,001). Řetězec sluchových kůstek však působí jako akustický "transformátor" provádějící zvýšení akustického tlaku v kapalině cochlely na úkor výchylky, čímž je dosaženo zlepšení přenosu energie vlnění. V okolí rezonance celého mechanického systému středního a vnitřního ucha se pak přenos vln děje prakticky beze ztrát.

Vzhledem k tomu, že tlak v cochlely je determinován hlavně pohybem třmínku v oválném okénku, je při experimentálních měřeních zpravidla vyhodnocována amplituda rychlosti paty třmínku. Experimentálně se přenosová funkce středního ucha zjišťuje měřením rychlosti pohybu třmínku. K tomu se používá především metoda laserové interferometrie. Měření se v naprosté většině provádí na kadaverózních vzorcích [3], [7], [9], [12]-[15], nebo na zvířatech [2], ale v práci [4] je uváděno také měření na živých pacientech. Měření na kadaverózních vzorcích se ve většině případů provádí na vzorcích s odstraněným vnějším zvukovodem.

2.3 KOCHLEÁRNÍ MECHANIKA

Již od 19. století vznikaly různé teorie vysvětlující funkci vnitřního ucha při převodu mechanických vibrací v nervový podnět. Základní teorií ve fyziologii cochlely je teorie Békésyho [1], [10], která je založena na tom, že tlaková vlna šířící se kapalným prostředím v cochlely rozechvívá basilární membránu s tím, že poloha maximální amplitudy těchto ohybových vln se s frekvencí mění. Vysoké frekvence rozechvívají basilární membránu nejvíce v blízkosti basálního konce a frekvence nízké nejvíce v blízkosti konce apikálního. Tato funkce vnitřního ucha jako mechanického frekvenčního analyzátoru byla podpořena i Békésyho experimentálními měřeními na kadaverózních vzorcích a matematickým modelováním, proto základní princip rozvrstvení hlubokých a nízkých tónů na basilární membráně je uznáván dodnes. Békésyho teorií však není možné vysvětlit všechny jevy, které vznikají při vnímání zvuků lidským uchem. Především se jedná

o to, že oblasti maximálních výchylek jednotlivých tónů na basilární membráně jsou poměrně ploché, takže např. nelze dost dobře objasnit vysokou rozlišovací schopnost lidského ucha pro jednotlivé frekvence. Podobně nelze dost dobře objasnit efekt maskování tónů, hlasitost složených tónů, vnímání kombinačních tónů apod. Tyto efekty bývají objasňovány tzv. aktivní kochleární mechanikou, kdy je předpokládáno aktivní zpětné působení vnějších vláskových buněk na basilární membránu, v důsledku kterého pak dochází k jejím výrazně ostřejším výchylkám [6].

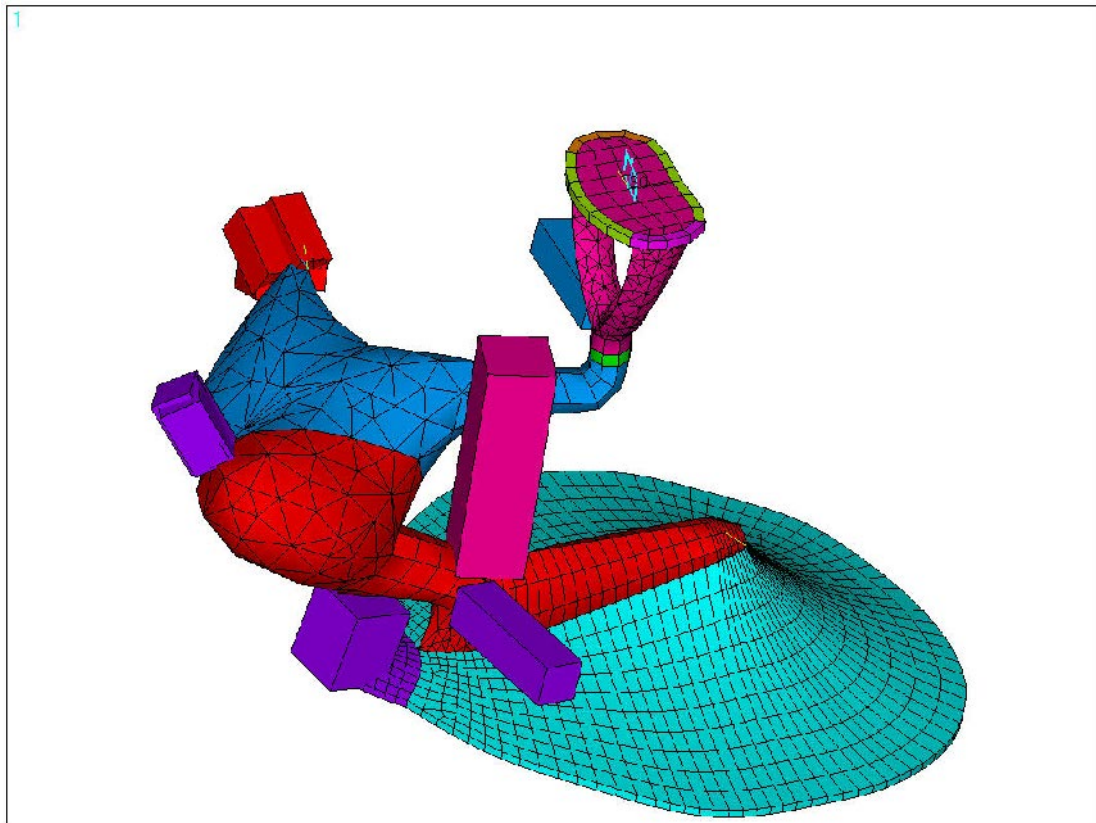
3 TVORBA MODELU

3.1 MODEL ZEVNÍHO ZVUKOVODU A STŘEDNÍHO UCHA

Geometrie stěn kavity vnějšího zvukovodu a středoušní dutiny byla vytvořena transformací dat počítačové tomografie do sítě konečných elementů tak. Do systému Ansys načteny jednotlivé body kontury ohraničující fluidní prostředí vnějšího zvukovodu a středního ucha. Tyto body byly v jednotlivých řezech spojeny pomocí splajnů a ty následně potaženy plochami. Z takto vytvořených ploch pak byl vytvořen objem fluidního prostředí kavity zevního a středního ucha. Následně byl vytvořen model středoušních kůstek. Postup tvorby modelu byl obdobný jako v případě tvorby fluidních prostor vnějšího zvukovodu a středoušní dutiny s tím rozdílem, že body ohraničující kontury nebyly získány pomocí počítačové tomografie ale odměřením skutečných kůstek pomocí posuvného měřítka. Takto vytvořený model středoušních kůstek byl implementován do modelu vytvořených fluidních prostor tak aby jejich poloha odpovídala jejich skutečnému fyziologickému umístění.

Jako poslední byl vytvořen bubínek, a to tak aby rozdělil doposud celistvý fluidní prostor mezi dutinou vnějšího zvukovodu a středoušním prostorem. Tvar a mechanické vlastnosti bubínku byly modelovány podle údajů z literatury [11].

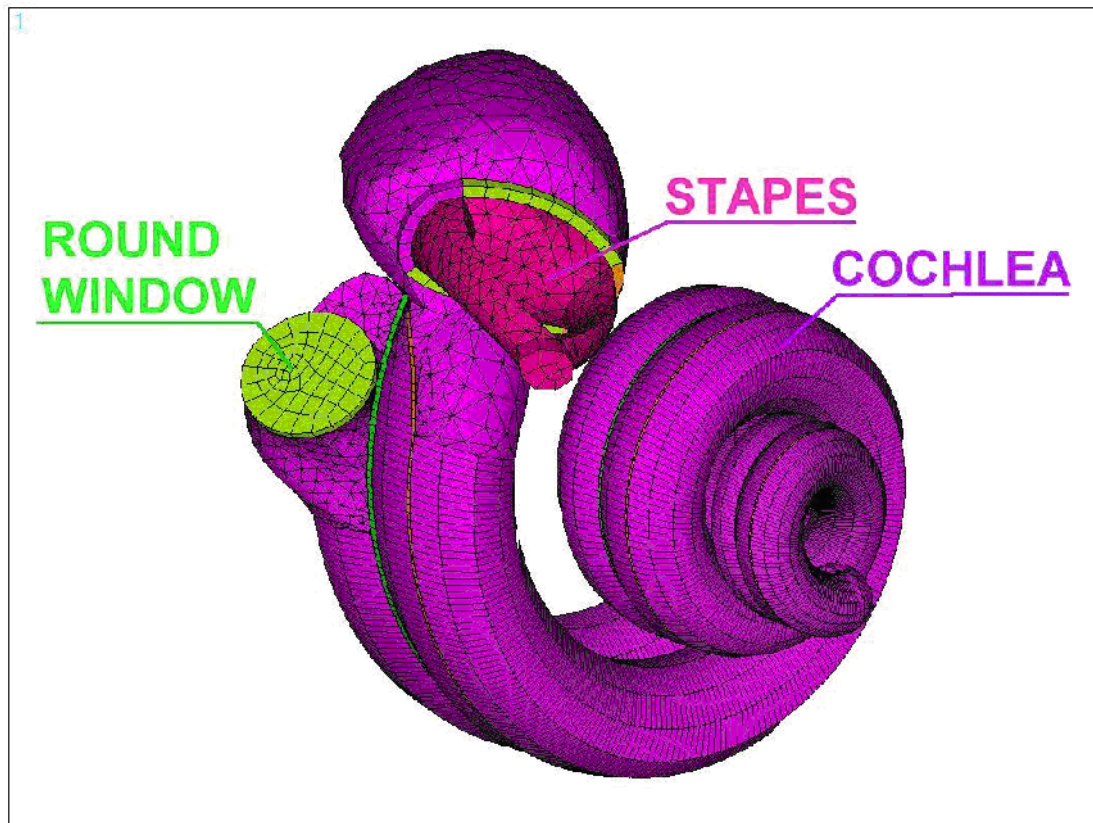
Řetězec středoušních kůstek byl na jedné straně spojen s bubínkem a na druhé straně s membránou oválného okénka, zároveň byl upnut ke stěně bubínkové dutiny pomocí ligamentů a svalů (viz. obrázek 1). Stěny středoušní dutiny a vnějšího zvukovodu byly modelovány jako dokonale tuhé zadáním okrajové podmínky nulových posuvů do všech okrajových nodů. Materiálové charakteristiky bubínku a středoušních kůstek byly převzaty z literatury [3].



Obrázek 1: Model strukturních subsystémů ve středním uchu, tj. kůstky, bubínek, svaly a vazy.

3.2 MODEL VNITŘNÍHO UCHA

Vzhledem k tomu, že vlastní percepce a analýza zvuků probíhá ve vnitřním uchu, byla tvorbě modelu vnitřního ucha věnována zvláštní pozornost. Tato úloha je přitom komplikována tím, že elastické struktury vnitřního ucha mají miniaturní rozměry a také jsou obtížně dostupné. Proto v literatuře je o geometrii a mechanických vlastnostech jednotlivých částí vnitřního ucha (zejména o basilární membráně) nedostatek dat. Vytvořený třírozměrný model lidské cochley je znázorněn na obrázku 2. Fluidní prostředí scaly vestibuli, scaly tympani a scaly media bylo modelováno pomocí sítě prostorových fluidních elementů ve tvaru šroubovice. Vzhledem k tomu, že prostor scaly media je propojen s fluidním prostorem sacculu, byl do modelu cochley zakomponován i tento útvar vnitřního ucha.



Obrázek 2: Konečnoprvkový model lidské cochley.

3.3 KOMPLETNÍ KONEČNOPRVKOVÝ MODEL VZDUŠNÉHO VEDENÍ ZVUKU

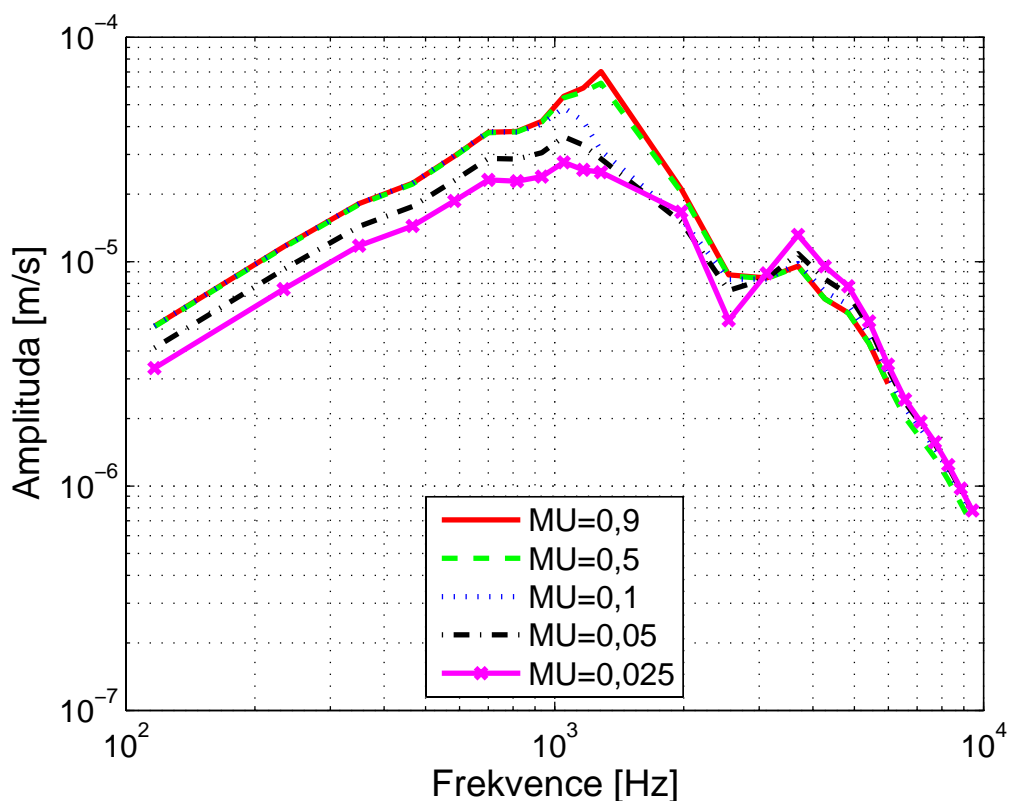
Kompletní model lidského ucha pro vzdušné vedení zvuku vznikl propojením modelu cochley s modelem vnějšího a středního ucha s tím, že byla dodržena poloha odpovídající anatomii ucha. Vytvořený model lidského ucha tedy zahrnoval všechny hlavní části lidského ucha tj. kavitu vnějšího zvukovodu, bubínek, kavitu středoušní dutiny, řetězec středoušních kůstek se svaly a vazy a cochleu se sacculem. Na tomto modelu lze tedy analyzovat jak přenosové vlastnosti jednotlivých částí lidského ucha tak i stanovit míru interakce mezi nimi.

4 VLIV JEDNOTLIVÝCH ČÁSTÍ UCHA NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDOUŠÍ

Na konečnoprvkovém modelu lidského ucha byla v rámci systému Ansys aplikována harmonická analýza v rozsahu frekvencí 100Hz-10kHz s cílem zjištění frekvenční závislosti přenosu zvukové energie přes středoušní převodní aparát. Hlavním přínosem těchto výpočtů ve srovnání s podobnými aplikacemi v literatuře bylo to, že výpočty byly prováděny na kompletním modelu ucha, tj. při analýze přenosu zevním a středním uchem bylo uváženo i mechanické tlumení pohybů osikulárního řetězce jak fluidních tak i pevnofázových struktur v cochle.

4.1 VLIV ZMĚNY POHLTIVOSTI STŘEDOUŠNÍ DUTINY

V dostupné literatuře nebyly nalezeny hodnoty pohltivosti stěn středoušní dutiny. Proto byly provedeny parametrické výpočty pro pohltivosti v programovém systému Ansys označované jako $MU=0,9$; $MU=0,5$; $MU=0,1$; $MU=0,05$ a $MU=0,025$ s cílem jednak posouzení citlivosti přenosové funkce ucha na tento akustický parametr, a jednak s cílem stanovení oboru možných hodnot tohoto parametru.



Obrázek 3: Amplituda rychlosti pohybu středu třmínku pro různé hodnoty pohltivosti středoušní dutiny.

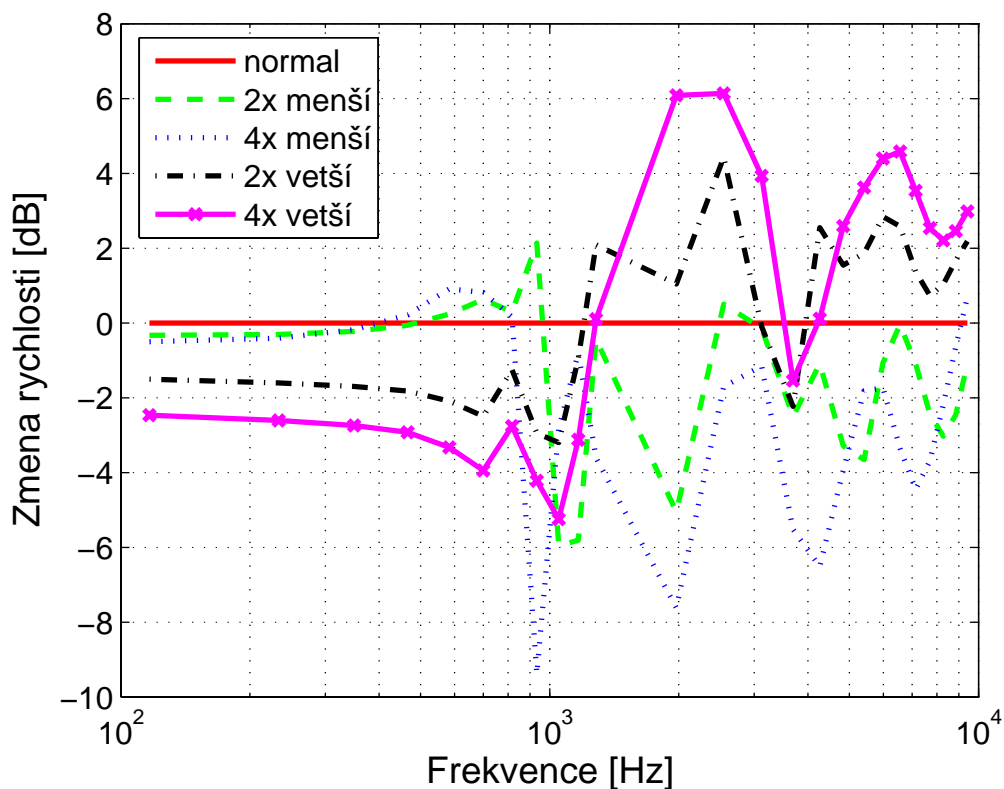
Na obrázku 3 je závislost amplitudy rychlosti pohybu středu třmínku na frekvenci. Z obrázku je zřejmé že maximální hodnota přenosové funkce leží v závislosti na hodnotě pohltivosti středoušní dutiny ve frekvenčním pásmu od 1kHz do 1,2kHz.

V závislosti na hodnotě pohltivosti se však také měnil celkový průběh přenosových křivek. Z obrázku je zřejmé že do frekvencí 3kHz velká pohltivost středoušní dutiny způsobuje lepší přenos zvukových signálů přes střední ucho, nad touto frekvencí je naopak lepší přenos v případě nízkých hodnot pohltivosti. Tento jev je zřejmě podmíněn změnou fáze tlaku při přechodu přes bubínek v oblasti kolem 3kHz. Analýza fázových charakteristik tlaků v oblasti rezonační frekvence středoušní dutiny tj. kolem 3kHz ukázala, že amplituda tlaku z vnitřní strany bubínku je opačná než ze strany vnější tj. ze strany zevního zvukovodu. Proto pro frekvence vyšší než 3kHz při zvyšování absorpce stěn středoušní dutiny zřejmě dochází ke snižování hodnoty tlakového spádu působícího na bubínek a nastává snížení rychlosti pohybu osikulárního řetězce.

4.2 VLIV ELASTICKÝCH VLASTNOSTÍ BUBÍNKU NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDOUŠÍ

Na modelu se seříznutým zvukovodem byl následně řešen vliv změny tuhosti bubínku. Buzení bylo provedeno zadáním harmonických oscilací akustického tlaku o amplitudě 1Pa v místě ústí vnějšího zvukovodu seříznutého na délku 7mm. Jako výstupní akustické veličiny byly pro jednotlivé budící frekvence vyhodnocovány hladiny akustického tlaku v kapalně endolymfě těsně za membránou oválného okénka a rychlost pohybu středu třmínku. Pohltivost stěn středoušního prostoru byla zadána $MU=0,1$.

Na obrázku 4 jsou vyneseny ztráty rychlosti pohybu středu třmínku pro případ zvýšené nebo snížené tuhosti bubínku oproti normálu. Z obrázku je vidět, že snížení tuhosti způsobuje téměř v celém frekvenčním rozsahu zhoršení přenosu zvuku do vnitřního ucha, největší ztráty jsou patrné na vyšších frekvencích (pro 2kHz až 8dB při čtyřikrát nižší tuhosti bubínku). Naopak v případě zvýšené tuhosti bubínku je na nízkých frekvencích patrný pokles (cca o 4dB při čtyřikrát vyšší tuhosti) a na vysokých frekvencích dochází k zlepšení přenosu zvuku do vnitřního ucha oproti normálu (v oblasti 2kHz, 4kHz, 8kHz až o 6dB).



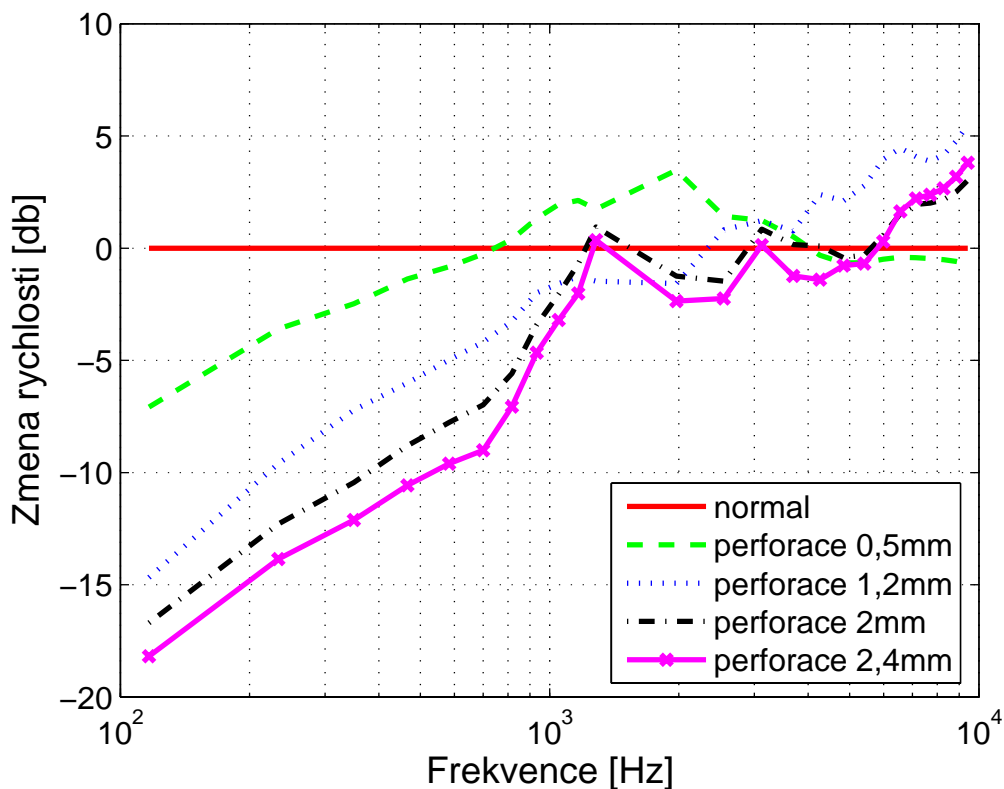
Obrázek 4: Změna rychlosti pohybu středu třmínku pro různé hodnoty tuhosti bubínku.

5 VLIV NĚKTERÝCH UŠNÍCH ONEMOCNĚNÍ NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDOUŠÍ

5.1 VLIV VELIKOSTI PERFORACE BUBÍNKU

Při výpočtech byly uvažovány velikosti různé velikost perforací bubínku (0,5mm, 1,2mm, 2mm, 2,4mm) s tím, že pro každou perforaci byly spočítány také různé hodnoty pohltivosti stěn středoušního prostoru ($MU=0,9$; $MU=0,5$; $MU=0,1$; $MU=0,05$ a $MU=0,025$).

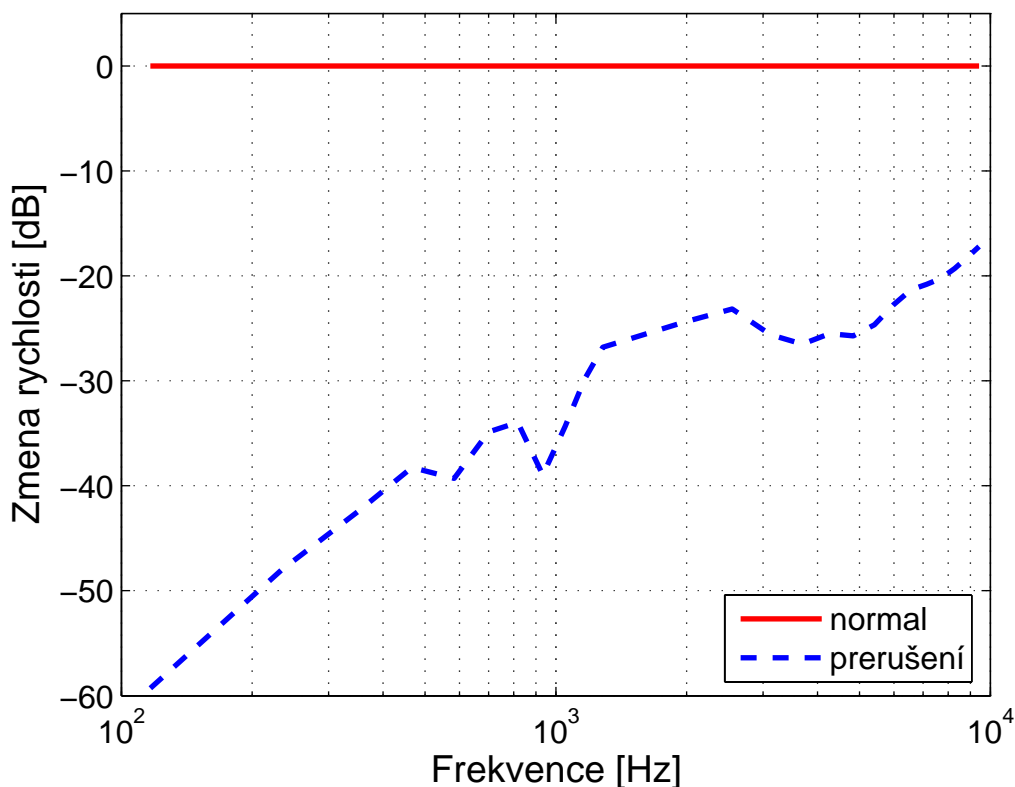
Ze Srovnání výsledků matematického modelování s experimentálními měřeními publikovanými v [13] je možné konstatovat, že pohltivost středoušní dutiny matematického modelu je možné předpokládat $MU=0,1$. Z výsledků výpočtů je zřejmé, že na nízkých frekvencích dochází vždy v důsledku perforace k poklesu přenosu akustické energie do vnitřního ucha. Zajímavý je efekt nárůstu přenosové funkce v přenosu energie do vnitřního ucha ve srovnání s uchem zdravým pro určité pásma frekvencí. Velikost tohoto nárůstu je závislá na velikosti pohltivosti stěn středoušní dutiny. Na obrázku 5 jsou pro porovnání vyneseny změny v rychlosti pohybu středu třmínku pro pohltivost stěn středoušní dutiny $MU=0,1$.



Obrázek 5: Změna rychlosti pohybu středu třmínku pro různé hodnoty tuhosti bubínku.

5.2 VLIV PŘERUŠENÍ KOSTĚNÉHO ŘETĚZCE

Závažným ušním onemocněním je přerušení řetězce středoušních kůstek. Na obrázku 6 je vynesena změna rychlosti pohybu středu třmínku při přerušení kostěného řetězce v kloubním spojení mezi kovádlíčkou a třmínkem. Z obrázku je zřejmý výrazný vliv přerušení řetězce na průběh přenosové funkce. Na nízkých frekvencích ztráty dosahují až 60dB, s nárůstem frekvence se ztráty v rychlosti pohybu třmínku postupně snižují a v oblasti 10kHz nabývají hodnoty cca 15dB. Ztráty sluchu pro případ přerušení řetězce středoušních kůstek uváděné v literatuře [11] jsou 60dB až 65dB.



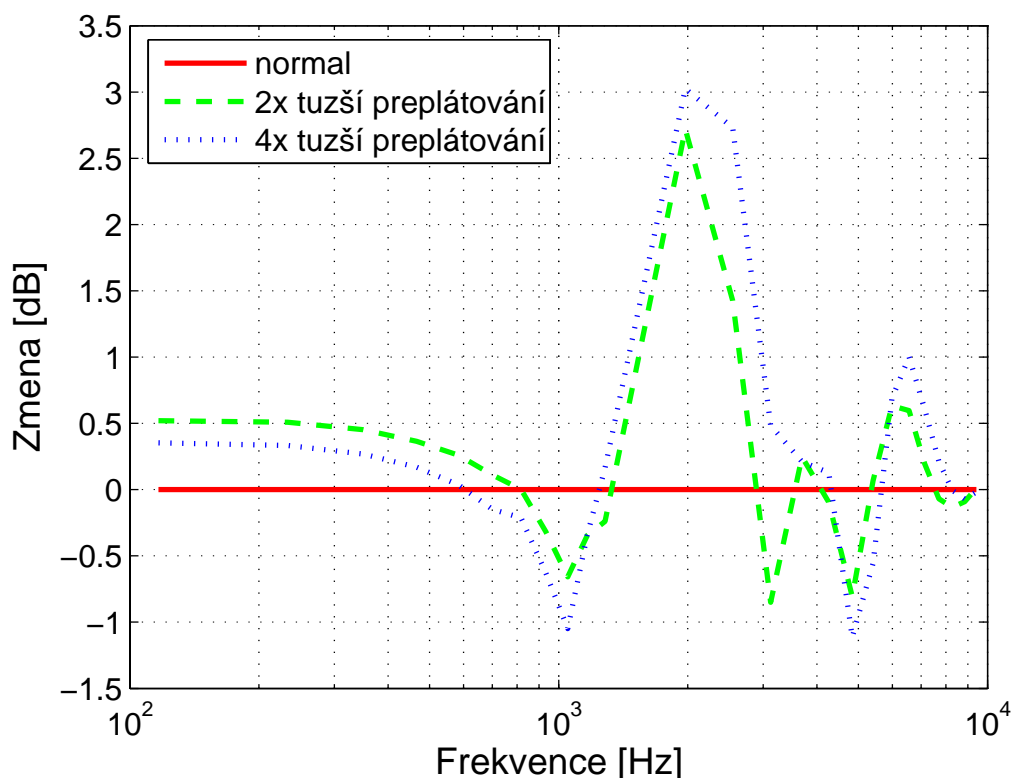
Obrázek 6: Změna rychlosti pohybu středu třmínku pro případ přerušení kostěného řetězce.

6 PREDIKCE MOŽNÉHO VLIVU NĚKTERÝCH CHIRURGICKÝCH ZÁSAHŮ NA SLUCH

6.1 VLIV PLASTIKY BUBÍNKU NA PŘENOSOVOU FUNKCI STŘEDNÍHO UCHA

Pro účely predikce případných chirurgických zákroků byl zjišťován vliv plastiky bubínku, který bývá aplikován po perforaci bubínku. Vliv plastiky bubínku byl simulován pomocí zvýšené tuhosti určité oblasti bubínku v části pars tensa. Toto zvýšení tuhosti bylo v prvním případě dvakrát větší než je tuhost částí bubínku pars tensa a ve druhém čtyřikrát vyšší než je tuhost částí bubínku pars tensa.

Průběh změn rychlosti pohybu středu třmínku je uvedena na obrázku 7. Z obrázku je vidět, že při úspěšném provedení plastiky bubínku by teoreticky mohlo dojít i ke zlepšení sluchu ve frekvenčním pásmu 1kHz-3kHz.

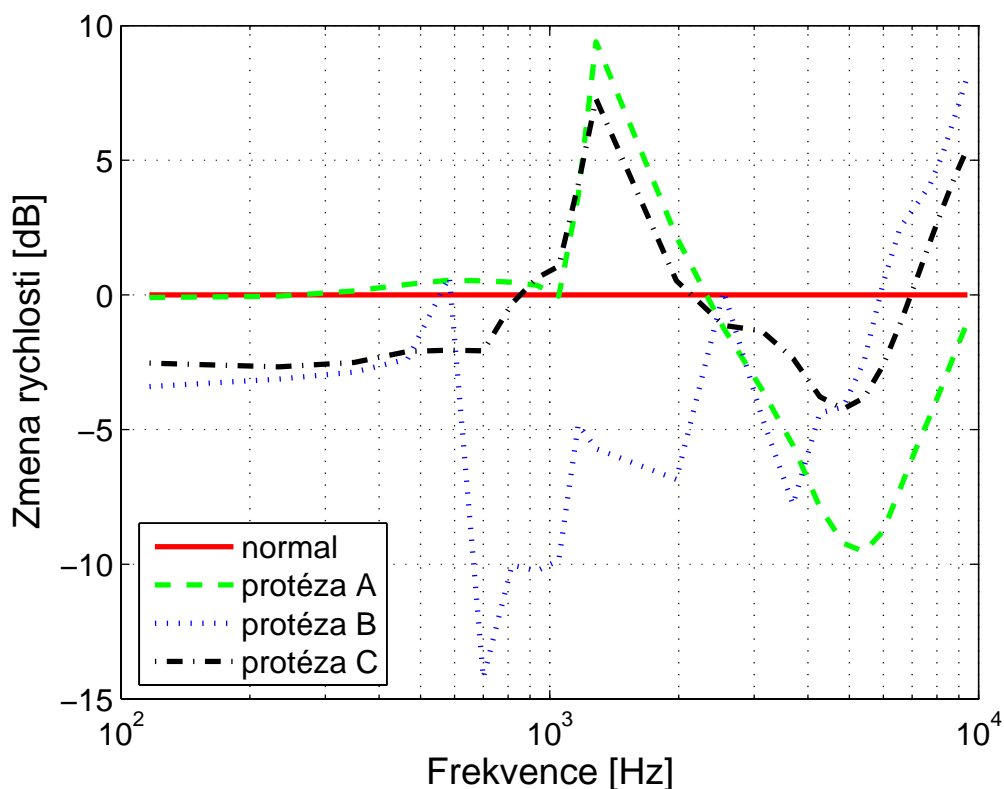


Obrázek 7: Změna rychlosti pohybu středu třmínku při plastice bubínku.

6.2 VLIV POLOHOVÁNÍ A UCHYCENÍ STŘEDOUŠNÍ PROTÉZY NA PŘENOS SIGNÁLU MEZI BUBÍNKEM A OVÁLNÝM OKÉNKEM

Výpočty přenosové funkce středního ucha byly provedeny pro tři varianty modelu. 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, varianta B uvažovala fixaci druhého konce k bubínku a varianta C předpokládala fixaci druhého konce k těle kovadlinky.

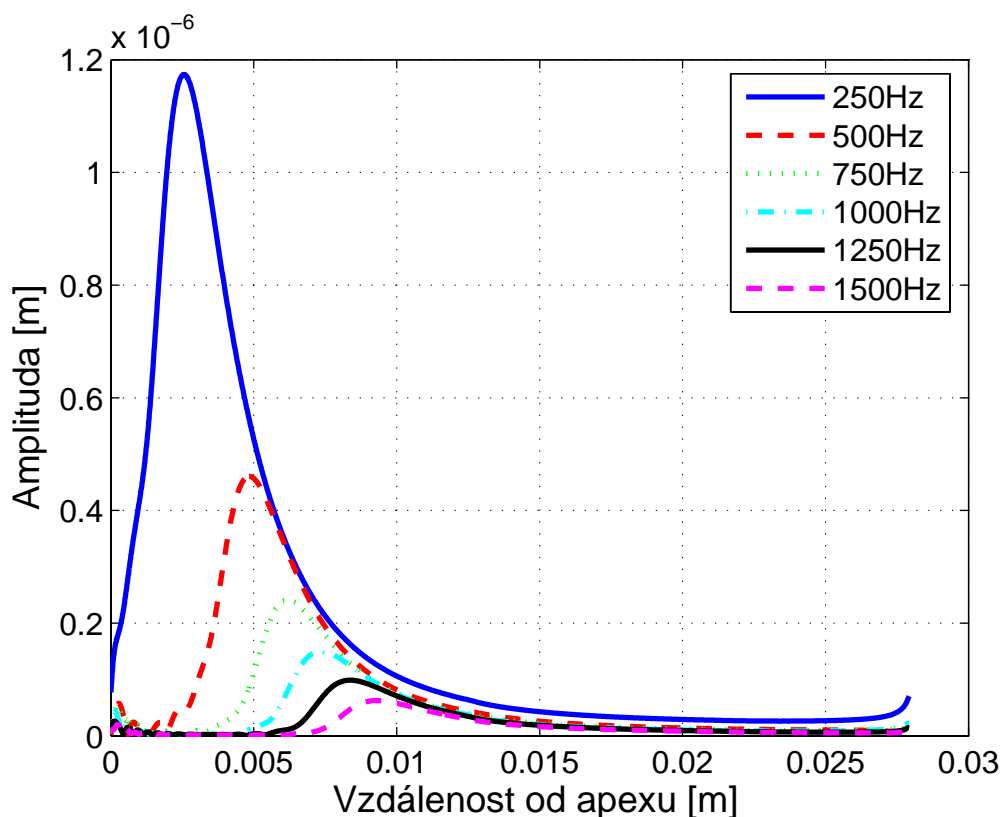
Na obrázku 8 je provedeno srovnání změny rychlosti pohybu středu třmínku normálního zdravého ucha a ucha s aplikací středoušních protéz. Z obrázku je zřejmé, že z hlediska aplikace středoušní protézy je nejhorší možná varianta B, tj. umístění protézy přímo na bubínek, kdy dochází v téměř celém sledovaném frekvenčním pásmu k poklesu přenosové funkce ve srovnání se zdravým uchem. Nejmarkantnější rozdíl je na 700Hz, kdy dochází k poklesu až o 15dB oproti normálu. Průběh přenosové funkce 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 dokonce dochází ve frekvenčním rozsahu 1kHz-2kHz k nárůstu přenosu oproti zdravému uchu. Tento jev může být způsoben tím, že na obou koncích bylo předpokládáno optimální uchycení protézy, které v praxi zřejmě není možné plně docílit.



Obrázek 8: Změna rychlosti pohybu středu třmínku pro případ aplikace středoušních protéz.

7 COCHLEA JAKO MECHANICKÝ ANALYZÁTOR

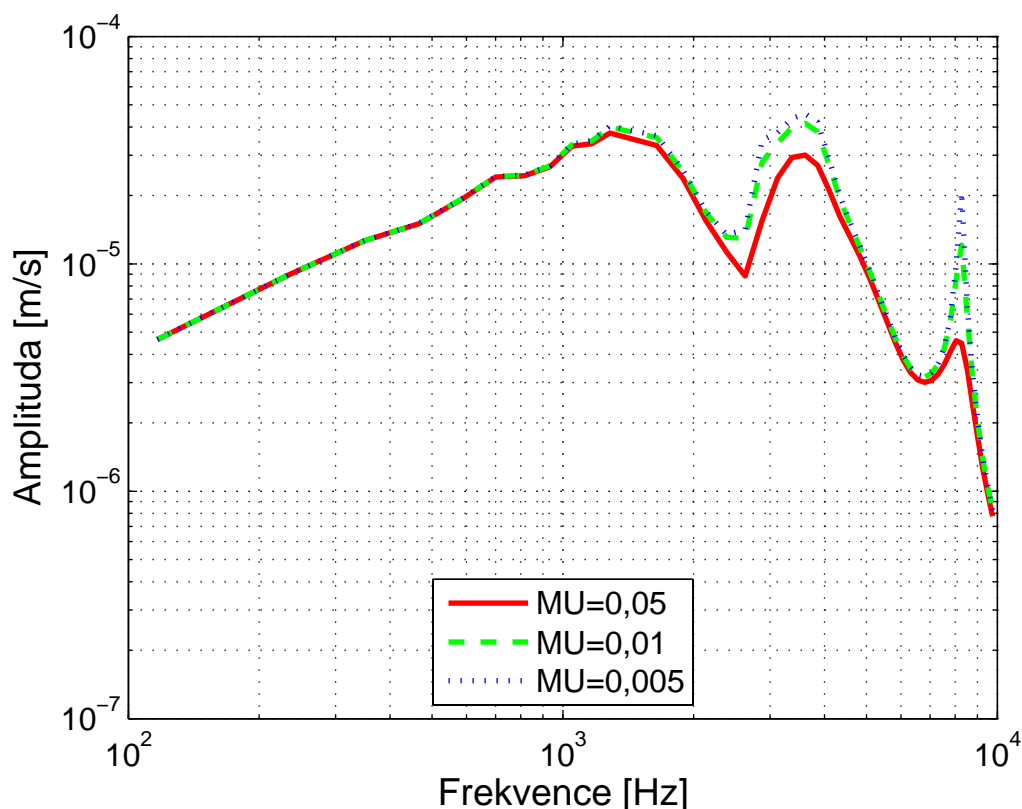
Na modelu lidské cochley byla aplikována harmonická analýza pro frekvence buzení od 250Hz do 10kHz. Buzení bylo zajištěno zadáním okrajové podmínky posuvu třmínku. Na obrázku 9 jsou vyneseny současně obálky amplitud postupných vln pro frekvence buzení 250Hz, 500Hz, 750Hz, 1000Hz a 1250Hz. Na ose x je přitom vynášena vzdálenost na bazilární membráně od apikálního konce a na ose y je vynášena amplituda výchylky vibrací. Z tohoto obrázku je zřejmé, že s narůstající frekvencí buzení dochází k postupnému přemísťování polohy maximální výchylky postupné vlny na bazilární membráně od konce apikálního ke konci basálnímu.



Obrázek 9: Obálky postupných ohybových vln generujících se na bazilární membráně.

8 VÝPOČTY PŘENOSOVÉ FUNKCE PRO KOMPLETNÍ MODEL LIDSKÉHO UCHA

Na kompletním konečnoprvkovém modelu lidského ucha byla v rámci systému Ansys aplikována harmonická analýza s cílem zjištění frekvenční závislosti přenosu zvukové energie do jednotlivých míst lidského ucha. Harmonická analýza byla aplikována v rozsahu frekvencí od 110Hz do 10kHz. Buzení bylo prováděno zadáním harmonických oscilací akustického tlaku o amplitudě 1Pa v místě vstupu do seříznutého vnějšího zvukovodu. Byly provedeny parametrické výpočty pro hodnoty pohltivosti stěn vnějšího zvukovodu $MU=0,05$; $MU=0,01$; $MU=0,005$. Na obrázku 10 je vynesena závislost amplitudy rychlosti pohybu středu třmínku na frekvenci. Z těchto obrázků je vidět že vlivem snížení pohltivosti stěn vnějšího zvukovodu dochází k následnému zvýšení amplitudy pohybu středu. Jsou zde patrné tři maxima na přenosových křivkách, první odpovídá třetí vlastní frekvence strukturní části modelu, druhé maximum odpovídá první vlastní frekvenci vnějšího zvukovodu a také první vlastní frekvenci středoušní dutiny. Třetí maximum pak odpovídá druhé vlastní frekvenci vnějšího zvukovodu.



Obrázek 10: Amplituda a fáze rychlosti pohybu středu třmínku počítaná na kompletním modelu.

9 ZÁVĚR

I) *Výsledky výpočtů přenosové funkce středního ucha zaměřené na zjištění vlivu jednotlivých částí ucha dospěly k těmto závěrům:*

a) Z hlediska vlivu změn v mechanických vlastnostech bubínku bylo zjištěno, že dochází ke změnám přenosové funkce hlavně na frekvencích vyšších než 1kHz. Pro tyto frekvence byl při snížení tuhosti bubínku zjištěn zhoršený přenos zvuku (až o 8dB při 4 násobném snížení tuhosti). Naopak při zvýšení tuhosti bubínku na vysokých frekvencích docházelo k nárůstu hodnot přenosové funkce s tím, že tento efekt byl doprovázen pro frekvence nižší než 1kHz poklesem v hodnotách přenosové funkce až o 4dB. Pokles v amplitudě rychlosti paty třmínku na vysokých frekvencích při snížené tuhosti bubínku je zřejmě způsoben zvýšeným "zabořováním" kladívka do bubínku při jeho rychlých pohybech, změny na nízkých frekvencích jsou zřejmě podmíněny změnami v modálních frekvencích bubínku.

b) Z hlediska vlivu pohltivosti stěn středoušní dutiny analýza přenosu zvukových signálů do oblasti vnitřního ucha se ukázalo, že pro nízké frekvence (nižší než 3kHz) se zvyšováním pohltivosti stěn středoušní dutiny dochází ke zvýšení přenosu zvuku do cochley. Tento efekt je zřejmě způsoben tím, že při zvýšené absorpci stěn

středoušní dutiny dochází k celkovému snižování tlaku ve středoušní dutině a tím ke zvýšení hodnoty rozdílu tlaků působících na bubínek. Pro pásmo 3-5kHz byl při zvyšování pohltivosti stěn středoušní dutiny zjištěn pokles hodnot přenosové funkce. Vzhledem k tomu, že toto frekvenční pásmo odpovídá rezonanci ve středoušní dutině (při které dochází ke změně fáze). Potlačení této rezonance se projevuje snížením rozdílu tlaků působících na bubínek. Pro frekvence vyšší než 5kHz již byl přenos signálů do cochley na hodnotě absorpce stěn středoušní dutiny prakticky nezávislý. Pokles přenosu signálů na vysokých frekvencích je zřejmě hlavně determinován materiálovým tlumením v měkkých tkáních.

II) Výsledky výpočtů přenosové funkce ucha zaměřené na počítačovou simulaci některých ušních onemocnění dospěly k těmto výsledkům:

a) Z hlediska perforace bubínku bylo zjištěno, že pro frekvence nižší než 1kHz dochází k výraznému poklesu amplitudy rychlosti středu třmínku (až o 25dB) v závislosti na průměru perforace a pohltivosti středoušní dutiny. Zajímavý je efekt nárůstu přenosové funkce pro perforovaný bubínek na frekvencích kolem 0,9kHz a 5kHz. Podobné chování přenosové funkce při perforaci je popisováno i experimentálně. Citlivost tohoto efektu na hodnoty pohltivosti středoušní dutiny jednoznačně ukázalo na to, že tento efekt je podmíněn rezonancemi vzdušného prostoru vzniklého propojením středoušní dutiny se zevním zvukovodem.

b) Z hlediska vlivu přerušení kostěného řetězce na přenosovou funkci středouší bylo zjištěno, že při přerušení dochází k výraznému poklesu přenosu zvuku (pro 100Hz kolem 60dB) s tím, že tento efekt s narůstající frekvencí postupně klesal. Přesto na frekvenci kolem 10kHz hodnota poklesu ještě dosahovala 20dB. Tyto hodnoty jsou v soulase s výsledky lékařských vyšetření, které udávají pokles sluchu až o 60dB.

III) Výsledky modelování zaměřeného na simulaci důsledků některých chirurgických zásahů v oblasti středouší (tympanoplastiky a náhrady osikulárního řetězce umělou protézou) přivedly k následujícím závěrům:

a) Matematickým modelováním vlivu plastiky bubínku (simulován pomocí zvýšené tuhosti určité oblasti bubínku v části pars tensa) nebyly zjištěny žádné výrazné změny v hodnotách přenosové funkce. Ve frekvenčním pásmu 1-3kHz bylo při plastice zjištěno dokonce i mírné zlepšení (až o 3dB). Tento efekt zřejmě vznikl v důsledku posunu některé z modálních frekvencí bubínku do oblasti první modální frekvence středoušní dutiny.

b) Výsledky simulace implementace středoušních protéz ukázaly na vhodnost uchycování protézy ke kůstkám a to až již ke kladívku nebo k těle kovadlinky, tj. nevhodnost uchycení protézy lepením k bubínku. Uchycování protéz na bubínek má zřejmě negativní dopad v důsledku zvýšení tuhosti bubínku. V oblasti 0,7-3kHz uchycování ke kůstkám přitom dokonce vykazovalo zlepšení přenosu proti normálnímu uchu o 3dB, zatímco simulace uchycení k bubínku v tomto frekvenčním pásmu ukázala 3dB pokles.

IV) Modelování zaměřené na mechanickou soustavu vnitřního ucha ukázalo:

Při vtlačování paty třmínku do fluidního prostoru scala vestibuli dochází jednak ke vzniku tlakové vlny šířící se endolymfou, ale zároveň je generována postupná ohybová vlna šířící se bazilární membránou. Přitom tak postupná ohybová vlna měla pro různé frekvence buzení své maximum v různé vzdálenosti od počátku. Vysoké frekvence rozechvívaly bazilární membránu v blízkosti basálního konce a naopak frekvence nízké rozechvívaly bazilární membránu v blízkosti konce apikálního. Tím bylo ověřeno, že základní rysy Békésyho teorii funkce cochleý jako mechanického analyzátoru je možné objasnit i pro daný mechanický model konstruovaný v rámci lineární teorie pružnosti.

V) Modelování přenosu zvukových signálů pro kompletní vzdušnou cestu ukázalo:

Vypočítané přenosové křivky potvrdily oprávněnost modelování vzdušné cesty vedení zvuku pomocí mechanického systému zahrnujícího fluid-strukturní interakce. Zjištěný tvar přenosové funkce (pokles amplitud směrem k nízkým i vysokým frekvencím od 1,5kHz) je v poměrně dobrém souhlasu s fyziologií tj. charakterem křivek stejné hlasitosti.

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Békésy, G. von, *Experiments in Hearing*, McGraw-Hill, New York, 1960.
- [2] Decraemer, W., F., Khanna, S., M., (1996). *Malleus vibrations in the cat ear are three dimensional*, Proceedings of the Diversity in Auditory Mechanics, Berkeley, California, pp. 115-121, 1996.
- [3] Ferrazinni, M., *Virtual Middle Ear: A dynamic mathematical model based on the Finite Element Method*, A dissertation submitted to the swiss federal institute of technology, Zurich, 2003.
- [4] Huber, A., Linder, T., Ferrazinni, M., Schmid, S., Dillier, N., Stoeckli, S., Fisch, U., *Intraoperative assessment of stapes movement*, Ann Otology, Rhinology and Laryngology, Vol. 110, No. 1, January 2001.
- [5] Lejska, M., Lejska, V., Havlík, R., *Změny akustického signálu ve vnějším zvukovodu u OMS*, Otolaryngologie a foniatrie. 45, pp.27-30, 1996.
- [6] Mammano, F., Nobili, R., *Biophysics of cochlea: Linear approximation*, J. Acoust. Soc. Am. 93, pp. 3320-3332, June 1993.
- [7] Mehta, R., P., Rosowski, J., J., Voss, S., E., O'Neil, E., Merchant, S., N., *Determinants of hearing loss in perforations of the tympanic membrane*, Otology & Neurotology, vol. 27, pp. 136-143, 2006.
- [8] Pellant K., Šremr J., Mejzlík J., Pellant A., *Modelování přenosových charakteristik zevního zvukovodu*, Seminář "Interakce a zpětné vazby '2000", Praha 2000.
- [9] Puria, S., Rosowski, J., J., *Measurement of reverse transmission in the human middle ear: Preliminary results*, Offprint of the conference proceedings: Diversity in Auditory Mechanics, Berkeley, 1996.
- [10] Sedláček, K., *Základy audiologie*, Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1956.
- [11] Syka, J., Voldřich, L., Vrabec, F., *Fyziologie a patofyziologie zraku a sluchu*, Avicenum, zdravotnické nakladatelství, Praha, 1981.
- [12] Voss, S., E., Allen, J., *Measurement of acoustic impedance and reflectance in human ear canal*, J. Acoust. Soc. Am, vol.95, pp.372-384, 1994.
- [13] Voss, S., E., *Effects of tympanic-membrane perforations on middle-ear sound transmission: Measurements, mechanisms, and models*, PhD thesis, MIT, 1998.
- [14] Voss, S., E., Rosowski, J., J., Merchant, S., N., Peake, W., T., *Acoustic responses of the human middle ear*, Hearing Research, 150, pp. 43-69, 2000.
- [15] Voss, S., E., Horton, N., J., Tabucchi, T., H., P., Folowosele, F., Shera, C., A., *Auditory-based detection of changes in intracranial pressure: Distortion-product otoacoustic emissions measurements*, Neurocritical Care, vol. 4, pp. 251-257, 2006.

11 ŽIVOTOPIS

Jméno a příjmení: Ing. Daniel Dušek
Datum narození: 24.1.1979
Adresa: Bratří Hlaviců 117, Vsetín, 75501
e-mail: dusek@fme.vutbr.cz

Vzdělání:

- 2003 -- 2007 PhD studium: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.
- 1998 -- 2003 Magisterské studium: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.
- 1993 -- 1997 Střední průmyslová škola strojnická, Pod Strání 1776, Vsetín.

Pedagogická činnost:

- 2003/2004 Dynamika, Technická mechanika II
2004/2005 Dynamika
2005/2006 Dynamika
2006/2007 Statika, Kinematika

Pracovní zkušenosti:

- 1/2007-dosud Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.
Asistent-odbor kinematiky a dynamiky

Jazykové znalosti:

- Anglicky středně pokročilý
Německy mírně pokročilý
Rusky mírně pokročilí

Znalost PC:

MS Office, Ansys, Matlab, AutoCAD, SolidWorks, CATIA, Pro Engineer.

12 SUMMARY

The application of mathematical modelling (finite element method) for human ear mechanics studies is presented. The anatomy of the human ear is described in detail, together with a rigorous analysis of the acoustic properties resulting from its structure. The transformation of sound pressure from the free field to the pressure at the enter of cochlea is described and interpreted in terms of acoustical theory. The development of the used computational model (system Ansys) of human ear is described, the real shape of outer and middle ear cavity, ossicular chain with ligaments and the cochlea with basilar membrane were considered.

The frequency response of individual ear parts and of the complete human ear was calculated. Starting with the vibratory representation of an auditory stimulus in the motion of eardrum and the attached malleus, the discussion follows the conduction of stimulus energy to the movement of the stapes footplate in the oval window of the cochlea. The transfer function of the middle ear is modelled as an acoustic two-port network involving the acoustic impedance of the eardrum and that of the stapes footplate. The influence of middle and outer ear cavity wall absorption, the influence of tympanic membrane stiffness and the influence of middle ear ossicle density were discussed on the model. The confrontation of modelling results with acoustic quantities having been measured in human and in several experimental animals is presented. Furthermore, the discussion of alterations in middle ear transmission due to ear pathology (tympanic membrane perforation, tympanitis, interruption of ossicular chain, complete tympanic membrane and ossicle chain removing) is considered. The aim of these studies was to contribute to the interpretation of audiological investigations. From the point of view of otosurgery, the efficiency of some invasive surgery interventions (tympanic membrane replacement and the application of middle ear ossicle prosthesis).

Special attention was attended to the cochlear mechanics. The results of mathematical modelling demonstrated that the motions of stapes footplate create pressure fluctuations in the cochlear fluids, causing much slower (transverse) displacement wave to propagate along the basilar membrane, from the base of the cochlea toward its apex. The amplitudes of the basilar membrane vibrations toward scala vestibule and scala tympani at different cochlear location were calculated for different audio frequencies. It was demonstrated, that it is possible to lay out a frequency map along the cochlea, in which each longitudinal location of the basilar membrane vibrates maximally at its characteristic frequency. The calculated frequency selectivity of the basilar membrane behaved according to Bekesy theory of the inner ear auditory system, i.e. the maximum of high-frequency response was localized near the entrance to the cochlea, whereas low-frequency tones produced the maximal vibrations at the more apical parts of cochlea. Simultaneously it was verified, that the envelopes of these vibrations (the Hilbert transformation was used) exhibited tonotopical organisation, with high-frequency responses localized to the stiffer (apical) end of basilar membrane.