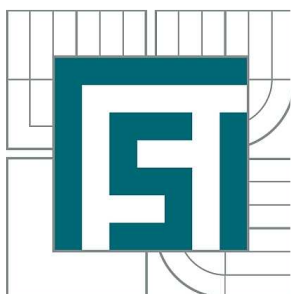


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY
A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS
AND BIOMECHANICS

VLIV POLOHY A VELIKOSTI PERFORACE BUBÍNKU NA PŘENOSOVOU FUNKCI UCHA

INFLUENCE OF EARDRUM PERFORATION POSITION AND EARDRUM PERFORATION
SIZE ON EAR SOUND TRANSFER FUNCTION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MARTIN STRAKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. RNDr. KAREL PELLANT, CSc.

BRNO 2011

Abstrakt

Předložená práce se zabývá vlivem perforace bubínku na přenosovou funkci lidského ucha s ohledem na její velikost, polohu a případnou chirurgickou nápravu (myringoplastiku). Je provedena rešeršní studie odpovídající na praktické otázky problematiky tohoto zákroku a je diskutován vliv materiálových vlastností typů záplat na pooperační stav. Práce je doplněna matematickým modelováním, prováděným na kompletním 3D modelu lidského ucha v systému ANSYS pomocí MKP. Tento model byl patřičně upraven, aby odpovídal stavu perforovaného popř. záplatovaného bubínku. Pro jednotlivé varianty modelu (perforace, záplatování) jsou vypočítávány přenosové funkce reprezentující vliv perforace na sluch. Na závěr je uvedeno zpracování souboru audiologických vyšetření pacientů před a po myringoplastice a je provedeno srovnání výsledků matematického modelování s výsledky audiologie.

Klíčová slova

Bubínek, perforace, záplata, symetrická poloha, asymetrická poloha.

Abstract

This thesis describes influence of eardrum perforation and perforation patching (myringoplastics) on sound transfer function. Perforation size, perforation position and influence of graft material on hearing are discussed. This thesis is completed with 3D mathematical modeling in ANSYS system. The 3D finite element model of human ear is remodeled to represent the perforated and graft covered stage. Mathematical modeling is used for sound transfer calculations and for the discussions of the influence of tympanic membrane perforation on hearing. Set of audiological examination is processed and it is made the comparison between mathematical modeling results and audiology results.

Key words

Tympanic membrane, graft, symmetric position, asymmetric position

Bibliografická citace

STRAKA, M. *Vliv polohy a velikosti perforace bubínku na přenosovou funkci ucha*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 39 s. Vedoucí bakalářské práce doc. RNDr. Karel Pellant, CSc..

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem uvedenou práci vytvořil samostatně pod vedením školitele a na základě uvedené literatury.

V Brně dne 25. května 2011

Martin Straka

Poděkování

Rád bych poděkoval Doc. RNDr. Karlu Pellantovi, CSc. za odbornou pomoc, cenné rady a náměty a v neposlední řadě prof. MUDr. Ivo Šlapákovi, CSc. za cenné informace k dané problematice ze strany lékařů.

Obsah

1 Úvod	7
1.1 Formulace problému	7
1.2 Cíle práce.....	7
2 Anatomie sluchového ústrojí	8
2.1 Zevní ucho	8
2.2 Střední ucho.....	9
2.2.1 Bubínek (Tympanic membrane).....	10
2.2.2 Rozdělení bubínku na kvadranty	10
2.3 Vnitřní ucho.....	11
3 Fyziologická funkce sluchového ústrojí	12
3.1 Základní akustické veličiny.....	12
3.1.1 Akustický tlak	12
3.1.2 Intenzita zvuku	12
3.1.3 Hladina intenzity	13
3.1.4 Hladina hlasitosti.....	13
3.2 Cesty vedení zvuku do vnitřního ucha	14
4 Diskuse vlivu tloušťky a materiálových vlastností kmitajících membrán na hodnoty vlastních frekvencí	14
5 Tympanoplastiky	15
5.1 Materiály náhrad bubínku.....	17
5.2 Vznik perforací bubínku	18
6 Výpočtová část.....	19
6.1 Amplituda výchylky membrány bubínku v závislosti na frekvenci	19
6.2 Vliv velikosti perforace na přenosovou funkci ucha.....	20
6.3 Vliv polohy perforace na přenosovou funkci ucha.....	23
6.4 Vliv polohy a materiálu záplaty bubínku na přenosovou funkci ucha	26
7 Zpracování souboru audiologických vyšetření	32
8 Závěr.....	36
Příloha – použité materiálové charakteristiky	36
Seznam použité literatury.....	39

1 Úvod

1.1 Formulace problému

Lidské ucho je zástupcem jednoho z nejdůležitějších lidských smyslů, hned po zraku se touto cestou zpracovává nejvíce podnětů. Sluchový orgán je pozoruhodný nejen svou anatomickou stavbou a funkcí, ale také přesností, se kterou pracuje. Počínaje membránou bubínku, která díky své miniaturní tloušťce dokáže rozeznávat velmi malé rozdíly akustického tlaku přicházející vnějším zvukovodem, až po vláskové buňky Cortiho orgánu, které dokážou zaznamenat výchylku blížící se průměru velikosti atomu vodíku. Ústrojí sluchu je velmi křehké a náchylné k různým patologickým změnám. Tyto změny se ve středouší projevují především perforacemi membrány bubínku, či přerušením řetězce středoušních kůstek. Jedná se tedy hlavně o mechanické porušení. Odlišné jsou změny ve vnitřním uchu, které pramení převážně z poruchy Cortiho orgánu nebo sluchového nervu. Tyto změny mohou být způsobeny vrozenými vadami, věkem, popř. profesním zaměřením.

V důsledku špatné dostupnosti středního a vnitřního ucha se matematické modelování stává vhodnou metodou k simulaci vlivu některých patologických změn na přenosovou funkci ucha, či k predikci různých chirurgických zákroků v oblasti zevního a středního ucha. Kompletní konečnoprvkový 3D model lidského ucha lze různě upravovat a modelovat potřebné deformace sluchového ústrojí. Vstupní buzení je obstaráno harmonickými oscilacemi akustického tlaku. Na výstupu jsou vyhodnocovány potřebné veličiny, v tomto případě největší amplitudy výchylky bazilární membrány v závislosti na frekvenci. Nakonec dochází k sestavení relativních přenosových funkcí, které vyjadřují změnu sluchu postiženého ucha vůči uchu normálnímu.

Relativní přenosové funkce pro audiologické frekvence je možné srovnávat s výsledky audiologických vyšetření.

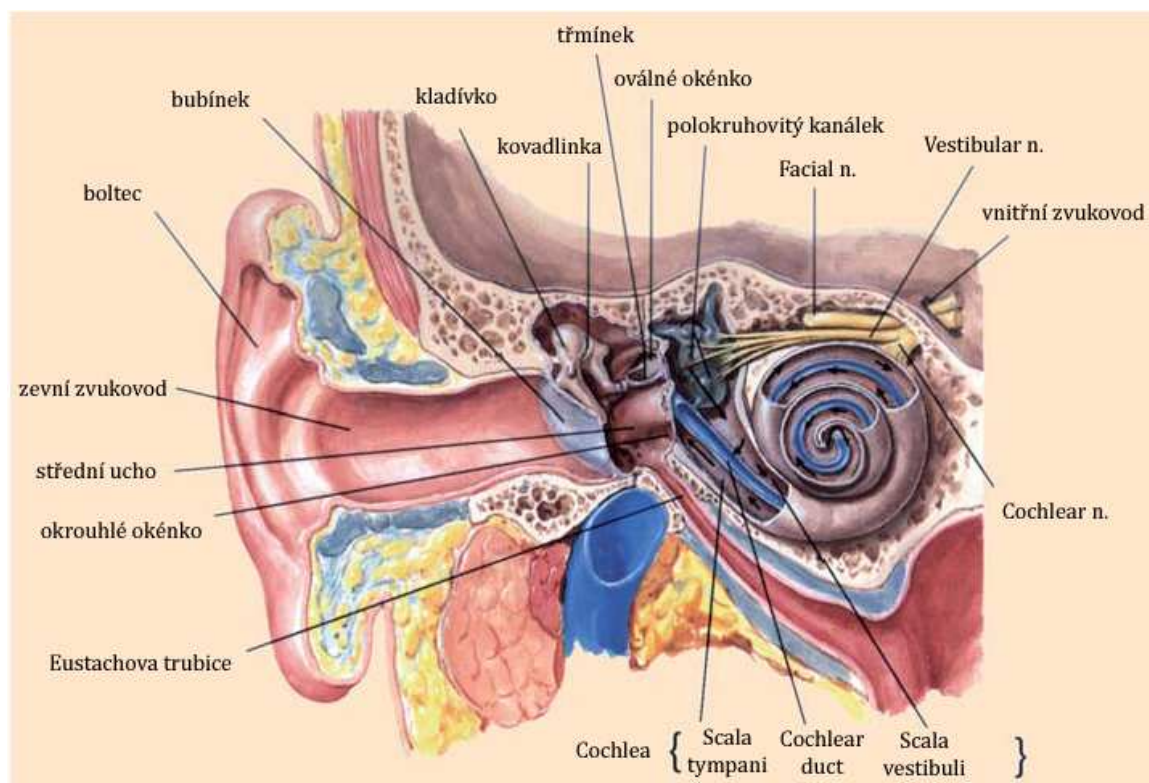
1.2 Cíle práce

Pro objasnění problematiky vlivu velikosti a polohy perforace na přenosovou funkci ucha byly stanoveny následující cíle.

- 1) Zpracování rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
- 2) Diskuse vlivu tloušťky a materiálových vlastností kmitajících membrán na hodnoty vlastních frekvencí.
- 3) Diskuse vlivu materiálu záplat používaných při myringoplastikách na mechanismus přenosu zvukových signálů do vnitřního ucha.
- 4) Zpracování souboru audiologických vyšetření pacientů po myringoplastice.

2 Anatomie sluchového ústrojí

Sluchové ústrojí je po anatomické stránce velmi složité. Rozděluje se na tři hlavní části: zevní ucho, střední ucho a vnitřní ucho (obrázek 2.1). Všechny tři části se liší hlavně svou stavbou a způsobem zpracování zvukových vln. Primární zvukové tlakové vlny z okolního prostředí jsou zachyceny zevním uchem. Ve středouší jsou tyto vlny transformovány na pohyb řetězce kůstek, kde pohyb poslední kůstky (třmínku) generuje ve fluidním prostředí vnitřního ucha sekundární tlakové vlny. Tyto vlny budí na bazilární membráně postupnou vlnu, čímž dochází k podráždění nervových perceptorů a finální přeměně mechanické energie na elektrický potenciál vedený sluchovými nervy do mozku.



Obrázek 2.1: Řez sluchovým ústrojím. Převzato z [5]

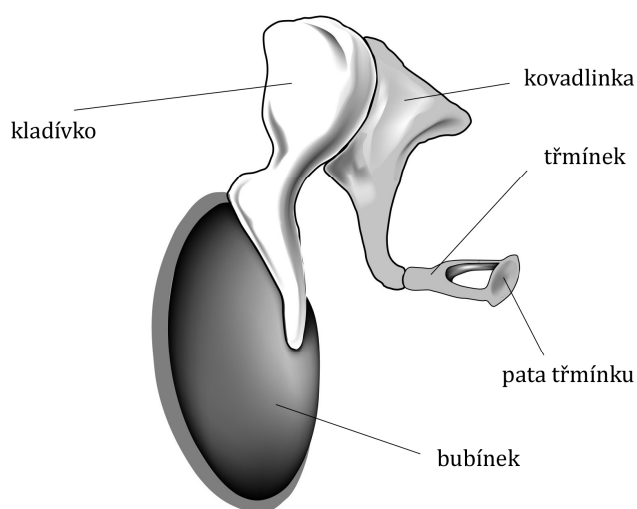
2.1 Zevní ucho

Hlavní části zevního ucha jsou ušní boltec, zevní zvukovod a bubínek. Boltec je tvořen chrupavkou potaženou jemnou kůží s chloupky, zachycuje okolní zvuky a tvoří výrazný akustický stín, zejména u zvuků přicházejících zezadu. Tím umožňuje lokalizaci zvuku v předozadní rovině [12]. Zevní zvukovod přímo nasedá na ušní boltec a má přibližně tvar trubice, jejíž osa je dvakrát mírně prohnutá, tak nedochází k přímému ohrožení bubínku. Z části jsou stěny zevního zvuko-

vodu tvořeny chrupavkou a z části kostí. U dospělého jedince je zvukovod asi 35 mm dlouhý [3], jeho průměr je 6-9 mm a je zakončen bubínkem.

2.2 Střední ucho

Ve středním uchu hraje důležitou roli komplex tří kloubově spojených kůstek (obrázek 2.2), které se nazývají kladívko, kovadlinka a třmínek. Jsou uloženy ve vzduchem vyplněné dutině středního ucha a ke stěnám této dutiny jsou kůstky poutány vazy. Kladívko má kyjovitý tvar a je pevně přirostlé k vnitřní ploše bubínku. Kovadlinka se dá tvarově přirovnat k třenovému zubu. Spojení kovadlinky s kladívkem je poměrně tuhé, spoj s třmínkem je kloubový. Třmínek je poslední a nejmenší kůstkou, jak již název napovídá, má tvar jezdeckého třmenu a je spojen s membránou oválného okénka, za kterou se nachází tekutina vnitřního ucha. Kůstky zajišťují přenos mechanického kmitání do perilymfy vnitřního ucha. Ke správné funkci převodního systému je zapotřebí vyrovnaného atmosférického tlaku v zevním zvukovodu a středouší. To zajišťuje sluchová (Eustachova) trubice dlouhá asi 40 mm [1], která spojuje dutinu středoušní s hltanem a touto cestou je možné tlaky vyrovnávat. To se děje zejména při polknutí nebo zívnutí. Nesprávná funkce sluchové trubice může zapříčinit ve středoušní dutině podtlak, který má vliv na vyklenutí membrány bubínku směrem do středoušní dutiny, čímž se zhorší přenos kmitů.



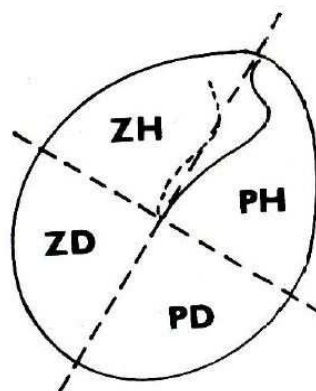
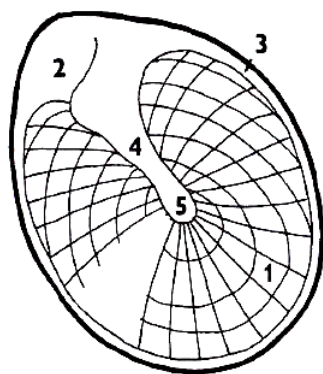
Obrázek 2.2: Převodní ústrojí uložené v dutině středního ucha

2.2.1 Bubínek (Tympanic membrane)

Bubínek tvoří přepážku mezi zevním uchem a dutinou středouší. Je velmi tenký a pevný, jeho tloušťka je asi 0,1 mm, a tak dokáže reagovat i na velmi malé rozdíly v tlaku. Tvarově připomíná plochou nálevku kónicky vtaženou do středního ucha [11]. Vůči stěnám zvukovodu není postaven kolmo, ale s horní stěnou svírá tupý úhel a naopak se spodní stěnou úhel ostrý. Plocha bubínku je přibližně 55 mm² a rozeznáváme na ní dvě části: pars tensa a pars flaccida. Z nich je z hlediska přenosu zvuku významnější pars tensa skládající se ze tří vrstev (vnější epidermální, střední vazivové a vnitřní epiteliální). Cirkulární a radiální uspořádání vláken ve střední vazivové vrstvě je patrné na obrázku 2.3. V dlouhé ose bubínku je s vazivovou vrstvou také srostlá rukojeť kladívka. Po obvodu je pars tensa lemována anulus fibrocartilagineus [1]. Pars flaccida (membrána Shrapnellii) se nachází v horní části membrány bubínku, kde již nezasahuje anulus, a také zde schází střední vazivová vrstva. Tato část bubínku je pro přenos zvuku takřka nevýznamná.

2.2.2 Rozdělení bubínku na kvadranty

Pro lepší orientaci po ploše bubínku a snazšímu popisu polohy různých patologických změn se bubínek rozděluje na 4 kvadranty [1]. Pomyslný řez vedený delší osou rozděluje plochu na přední a zadní kvadrant a poté kolmice k tomuto řezu vedená středem bubínku rozděluje plochu na horní a dolní kvadrant. Kombinací výše zmíněných potom vzniká ZD – zadní dolní kvadrant, ZH - zadní horní kvadrant, PD – přední dolní kvadrant, PH - přední horní kvadrant. Rozdělení je patrné z obrázku 2.4.



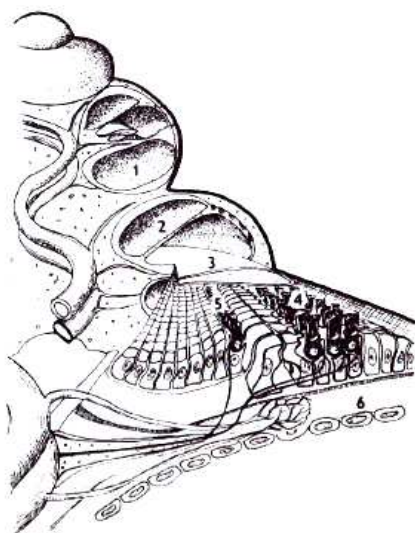
Obrázek 2.3: Schéma levého bubínku. Převzato z [1]

- 1- pars tensa,
- 2- pars flaccida,
- 3- anulus,
- 4- rukojeť kladívka,
- 5- umbo.

Obrázek 2.4: Rozdělení bubínku na kvadranty. Převzato z [1]

2.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho se nachází v pyramidě kosti skalní a skládá se ze dvou hlavních částí, kostěného a blanitého labyrintu. Kostěný labyrint je naplněn tekutinou zvanou perilymfa, která obklopuje blanitý labyrint naplněný endolymfou. Ze střední části kostěného labyrintu vystupují dozadu tři polokruhové kanálky (vzájemně kolmé ve třech souřadnicových rovinách) tvořící rovnovážný orgán. A naopak dopředu vystupuje kostěný hlemýžď neboli kochlea (obrázek 2.5). V kostěném labyrintu jsou dva otvory zakryté blankou - oválné a okrouhlé okénko. Oválné okénko je spojeno s ploténkou třmínku, jejímž pohybem vznikají vzruchy způsobující vlnění perilymfy hlemýždě vnitřního ucha. K utlumení vlnění dojde, když tlaková vlna dorazí přes otvor v zadní části bazilární membrány (helicotrema) k blance okrouhlého okénka. Ta tvoří hranici mezi perilymfou a vzdušnou částí dutiny středního ucha. Kostěný hlemýžď tvaru šnečí ulity je spirálně stočený kanálek s 2,5 – 2,75 závitů [3]. Ve směru vinutí postupně rozlišujeme jeho basální, střední a vrcholovou část. Celý hlemýžď je asi 4-5 mm vysoký a 35 mm dlouhý [3]. Stejným způsobem je v perilymfě umístěn blanitý hlemýžď, který přesně kopíruje tvar kostěného hlemýždě. Příčný průřez kanálku hlemýždě je rozdělen na patra z vrchu scala vestibuli, scala media a scala tympani. Scala media (ductus cochlearis) je od scala vestibuli a scala tympani oddělena Reissnerovou a bazilární membránou a je slepě zakončena ve vrcholovém závitě hlemýždě, kde se scala vestibuli se scala tympani propojuje helicotremou. Na počátku scala vestibuli se nachází oválné okénko a na výstupu ze scala tympani okrouhlé okénko. Na bazilární membráně leží Cortiho orgán. Je to blanitý tunel s vláskovými buňkami [1]. Přes povrch Cortiho orgánu je překlenuta krycí membrána. Vlnění v perilymfě vyvolá ohybové vlny bazilární membrány (na které jsou smyslové buňky a smyslové vlásky) a dochází tak ke změně vzájemné vzdálenosti krycí a bazilární membrány. Tímto způsobem probíhá přeměna mechanické energie na elektrický potenciál, který je dále veden pomocí nervů do mozku. Vlásokové buňky jsou těsně přiblíženy ke krycí membráně a dokáží zaznamenat výchylku rovnající se velikosti průměru atomu vodíku [4].



Obrázek 2.5: Řez cochleou. Převzato z [1]

- 1 – scala tympani,
- 2 – scala vestibuli,
- 3 – scala media a krycí membrána,
- 4 – vnější řada sluchových buněk,
- 5 – vnitřní řada sluchových buněk,
- 6 – bazilární membrána.

3 Fyziologická funkce sluchového ústrojí

Převodní ústrojí skládající se z membrány bubínku a třech středoušních kůstek má za úkol dopravit zvukovou energii zachycenou plochou bubínku na membránu oválného okénka, za kterou se nachází perilymfa. Kmitavým pohybem celého převodního systému se zvuková energie převádí do nitroušních tekutin, jedná se o přenos zvukové energie přes rozhraní vzduch – tekutina. Přitom probíhá změna hodnot veličin charakterizujících zvukové šíření. Ve vzduchu je poměrně malý tlak a značné výchylky, kdežto v tekutinách je tomu právě naopak. K překonání odporu perilymfy je nutné navýšení tlaku, což se děje díky poměru velikosti plochy bubínku a ploténky třmínku, který je přibližně 20:1.

V závislosti na frekvenci se přemísťuje maximální výchylka bazilární membrány od bazálního konce až po její vrcholovou část. Vrcholovou část bazilární membrány rozkmitávají nejnižší slyšitelné frekvence a se zvyšující se frekvencí se maximální výchylka posunuje k bazálnímu konci. Při absenci převodního systému by se kvůli tuhosti oválného okénka většina energie odrazila.

3.1 Základní akustické veličiny

3.1.1 Akustický tlak

Vlnění se ve vzduchu šíří podélnými vlnami tzn., že částice kmitají rovnoběžně se směrem šíření vln. Při kmitání dochází ke zhušťování a zředování částic vzduchu, tak vznikají místa s tlakovými výkyvy, které se periodicky opakují. Od zdroje se vlnění šíří rovnoměrně v podobě vlnoploch, na kterých jsou výchylky částic vzduchu ve stejné fázi. V dostatečné vzdálenosti od zdroje zvuku můžeme původně kulové vlnoplochy dobře aproximovat rovinami. Oproti normálnímu atmosférickému tlaku je v místě zhuštění tlak vyšší a v místě zředění naopak nižší tj. na atmosférický tlak je superponován tlak akustický. Pro rovinné vlnění platí, že výchylka částic z rovnovážné polohy při kmitání je s výchylkou tlaku vázána fází $\pi/2$ rad, takže při nulové výchylce polohy je tlak maximální a naopak.

3.1.2 Intenzita zvuku

S tlakem souvisí intenzita zvuku I , která je definována jako množství akustické energie, které za čas projde plochou kolmou na směr jejího šíření [2].

$$I = \frac{P}{S} \quad (3.1)$$

kde P je výkon zvukové vlny dopadající na plochu S . Osoby se zdravým sluchem dokáží jako nejslabší vnímat referenční tón o frekvenci 1000 Hz a intenzitě $I_0=10^{-12}$ W/m², což odpovídá hodnotě akustického tlaku $P_0=2 \cdot 10^{-5}$ Pa.

3.1.3 Hladina intenzity

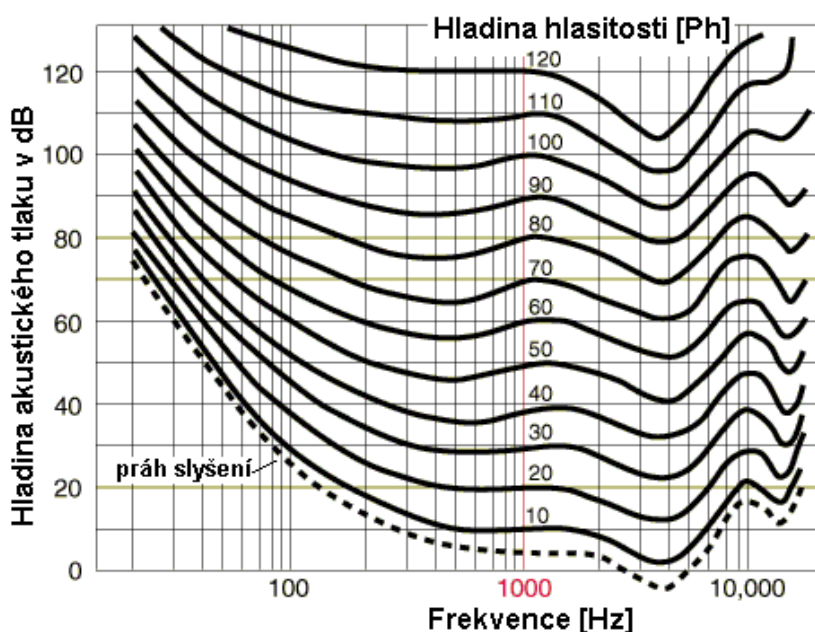
Lidské ucho je schopno rozeznávat obrovský rozsah intenzit, proto je vhodné zavedení logaritmické stupnice s jednotkou decibel. Hladina intenzity β je definována jako logaritmus dané intenzity I k intenzitě základní (I_0).

$$\beta = 10 * \log\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (3.2)$$

Pro $I=I_0$ je hodnota $\beta=0$ – referenční hladina. S každým přibývajícím řádem hodnoty intenzity I roste také hodnota β o 10 dB ($I=10^{-10}$ W/m², $\beta=20$ dB apod.). Takto lze obsáhnout pole intenzity o velikosti 10^{12} stupnicí v decibelech od 0-120 dB.

3.1.4 Hladina hlasitosti

Intenzita zvuku vyvolává u člověka pocit určité hlasitosti. Tato hlasitost je subjektivně vnímaná intenzita, která se může od fyzikální intenzity značně lišit, což je způsobeno rozdílnou citlivostí ucha pro různé frekvence. Největší citlivost ucha je ve frekvenčním rozsahu 1-5 kHz, mimo toto rozmezí jeho citlivost klesá. Jednotkou hlasitosti, která respektuje frekvenční závislost citlivosti ucha, je fón [Ph]. Z křivek stejné hlasitosti na obrázku 3.1 je zřejmé, že hladina hlasitosti v [Ph] odpovídá hladině intenzity v [dB] pouze pro referenční tón o frekvenci 1000 Hz. Pro nízké a vysoké frekvence je při stejné intenzitě zvuk vnímaný jako méně hlasitý. Naopak frekvence do 5 kHz, jsou při stejné intenzitě vnímány jako hlasitější.



Obrázek 3.1: Křivky stejné hlasitosti. Převzato z [8]

Každá frekvence má svou prahovou intenzitu, při které se daný tón stává slyšitelným. Spojnicí těchto prahových intenzit všech slyšitelných frekvencí dostáváme křivku prahu slyšení. Křivku prahu bolesti nalezneme analogicky spojením hodnot intenzit jednotlivých frekvencí, které vyvolávají pocit bolesti. Oblast ohraničená prahem slyšení a prahem bolesti v pásmu frekvencí 16 – 20000 Hz se nazývá sluchové pole.

3.2 Cesty vedení zvuku do vnitřního ucha

Vzdušné vedení zvuku je přenos zvukových vln do tekutin vnitřního ucha přes bubínek a převodní ústrojí středoušních kůstek. Rozeznáváme také kostní vedení, kde se vzruchy šíří do vnitřního ucha přímo přes lebeční kosti. Z porovnání prahů slyšení pro obě cesty vedení zvuku se dá lehce určit, zda se jedná o poruchu převodní, percepční nebo smíšenou. Percepční nedoslýchavost může pramenit ze zhoršené funkce vnitřního ucha, či sluchového nervu. K převodní nedoslýchavosti dochází při porušení převodního aparátu, kde hraje důležitou roli akustická impedance představující odpor ve vedení zvuku. Akustická impedance vzniká na rozhraní dvou prostředí o různých fyzikálních vlastnostech. Rozhoduje o velikosti odrazu akustické energie, která na dané rozhraní dopadá. Čím větší je její hodnota, tím méně energie se dostane do středního ucha. Často za to může zvýšená tuhost membrány bubínku, která může být způsobena patologickou změnou (otosklerózou, adhezivními procesy). Část přivedené energie se tudíž odrazí od bubínku ven. Tato změna se nejvíce projevuje u nízkých frekvencí [15].

4 Diskuse vlivu tloušťky a materiálových vlastností kmitajících membrán na hodnoty vlastních frekvencí

Bubínek můžeme považovat za kruhovou membránu, jeho šířka je velmi malá oproti ostatním rozměrům a předpokládáme, že nemůže přenášet ohybové momenty. Ve všech směrech je napjatý poměrným tahem N , což je síla na jednotku délky. Poměrná hmotnost q je hmotnost na jednotku plochy [14]. Poté můžeme vlastní kmity vyjádřit vzorcem

$$\Omega_{0m} = \frac{2,405}{R} \sqrt{\frac{N}{q}} \quad (4.1)$$

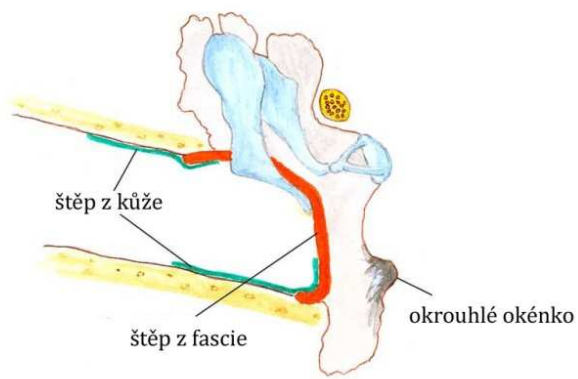
5 Tympanoplastiky

Jedná se o rekonstrukční chirurgické zákroky prováděné ve středním uchu. Jejich cílem je zlepšení funkčnosti nebo částečná obnova sluchu. K zařazení mezi hojně používané operace přispělo hlavně zavedení operačního mikroskopu (1921), objev antibiotik a rozšíření znalostí o středním uchu a funkci okének [1]. Podle typu a rozsahu poškození se rozdělují na myringoplastiky, kolumelizace a ekranizace.

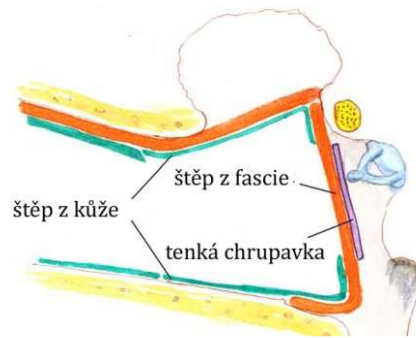
Myringoplastika (obrázek 5.1) se provádí v případě poškození bubínku perforací popř. vápennými pláty. Nejdříve je snaha o zacelení perforace bez chirurgického zákroku, buď samovolným zahojením, popř. se bubínku dopomáhá zkusným přelepením cigaretovým papírkem. Ten spadá do kategorie biodegradabilních materiálů, které se po určité době samovolně rozpadají. Po přelepení slouží papírek jako podpora bubínku při hojení a taky zabraňuje pronikání nečistot do středoušní dutiny. Při velmi velkých perforacích, či komplikovaném srůstu bubínku normální cestou je řešením chirurgický zákrok, kdy se perforace překrývá štěpem, který do bubínku prorůstá. Štěp se k bubínku přikládá nejčastěji z vnitřní epiteliální strany, vzácněji potom z vnější epidermální strany nebo mezi epidermální a vazivovou vrstvou okraje perforace [7]. Lem perforace je nutné ořezat a před uložením štěpu rozrušit škrabkou epiteliální nebo epidermální kryt v rozsahu velikosti štěpu (obrázek 5.4). Je také nutné štěp zbavit zbytků tukové a svalové tkáně, což by mohlo být důvodem vzniku granulací. Když štěp svou velikostí přesahuje plochu bubínku do zvukovodu, je možné jeho konce podsunout pod kůži zvukovodu [7]. Nakonec se provede přitlačení implantátu gázovými smotky namočenými ve Framykoinové masti. Podle složitosti zákroku se volí vhodná přístupová cesta. Před vlastní operací je nutná dobrá funkce středouší, případně záněty je nutné utišit antibiotiky.

Kolumelizace (obrázek 5.2) je zákrok, který pomáhá při poškození převodních kůstek (kladívka a kovádlíky). Zbytky těchto kůstek se odstraňují a dochází k přímému spojení bubínku a třmínku. Taktéž přenos zvuku se uskutečňuje touto cestou. Sluch se po této operaci dostane na úroveň asi 15 – 20 dB. Kost třmínku se může při zákroku prodloužit, či úplně nahradit protézou z kosti nebo chrupavky.

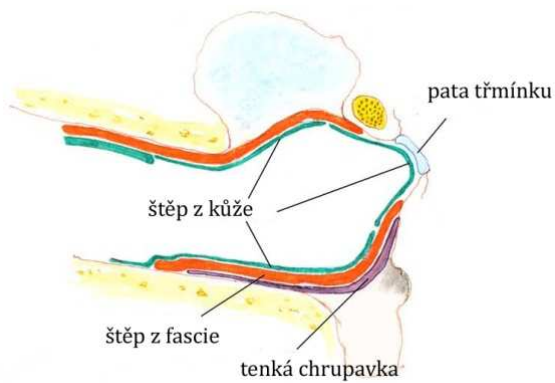
Ekranizace (obrázek 5.3) se dostává na řadu, když jsou nenávratně poškozeny všechny kůstky včetně třmínku. Bubínek se protáhne do středoušní dutiny až k oválnému okénku, které však zůstává otevřeno do zvukovodu. Musí dojít k zastínění okrouhlého okénka, aby nedocházelo k interferenci vlnění, které nastává při průchodu zvukových vln naráz oběma labyrintovými okénky. Při dobré funkci zvukovodu a vnitřního ucha se po tomto zákroku sluch ustálí přibližně na úrovni 30 dB.



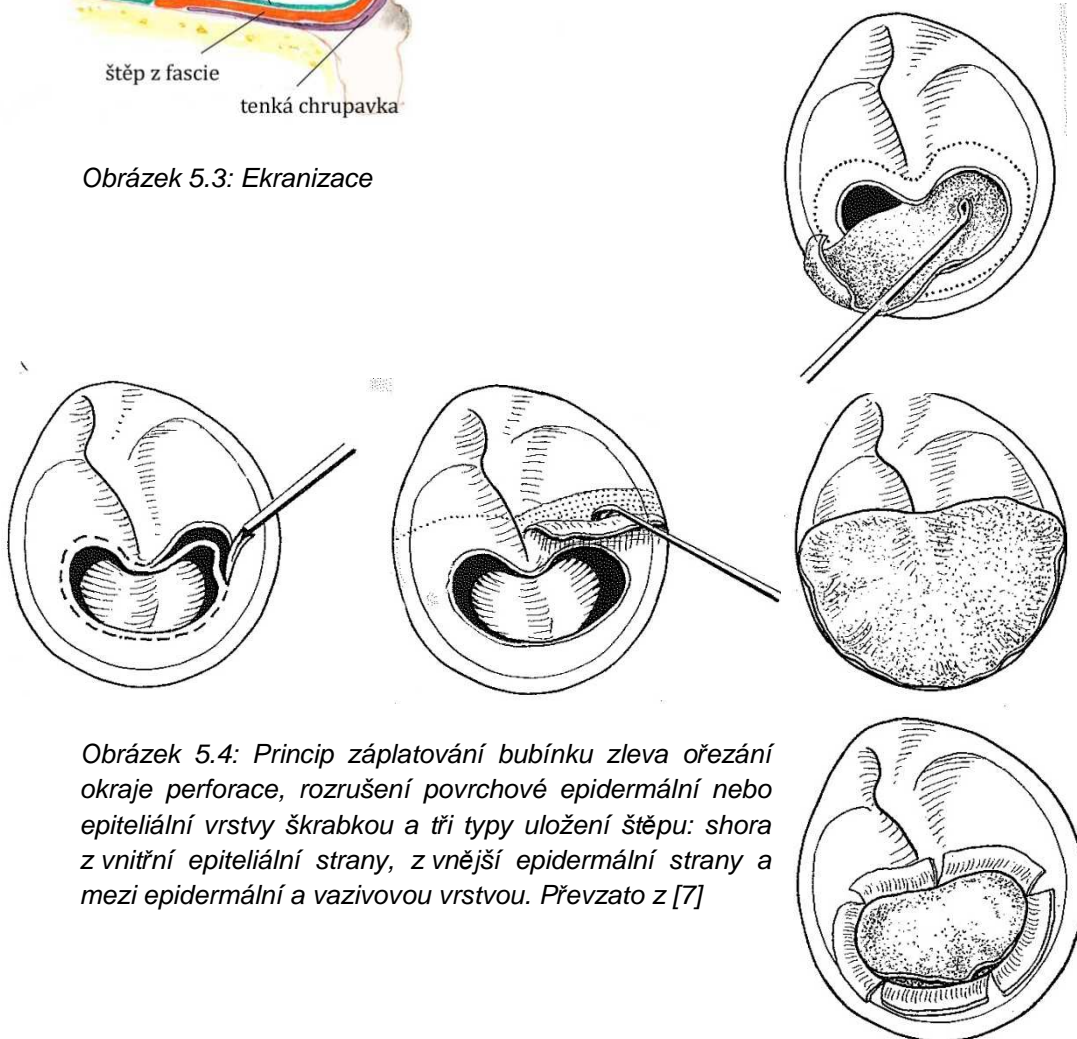
Obrázek 5.1: Myringoplastika



Obrázek 5.2: Kolumelizace



Obrázek 5.3: Ekranizace



Obrázek 5.4: Princip záplatování bubínku zleva ořezání okraje perforace, rozrušení povrchové epidermální nebo epiteliální vrstvy škrabkou a tři typy uložení štěpu: shora z vnitřní epiteliální strany, z vnější epidermální strany a mezi epidermální a vazivovou vrstvou. Převzato z [7]

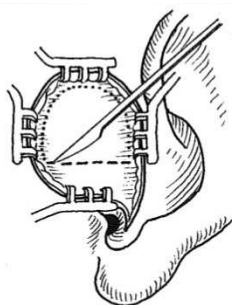
5.1 Materiály náhrad bubínku

Nově vytvořená náhrada by se měla co nejvíce podobat zdravému bubínku. Měla by být dostatečně elastická a bez porušení kontinuity [6]. V minulosti bylo odzkoušeno nepřeberné množství materiálů používaných k náhradám bubínku, od zvířecích tkání (prasečí močový měchýř), až po umělé náhrady vyrobené z papíru, gumy, či bavlněných kuliček [6]. V dnešní době se nejvíce používají autotransplantáty, což jsou upravené štěpy z tkání těla pacienta, které prokazují nejlepší pooperační výsledky. Do této kategorie patří štěpy z fascie, perichondria a chrupavky.

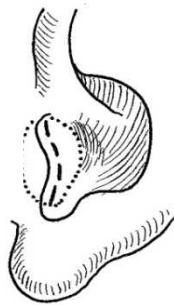
Fascie je tenká blána pokrývající temporální sval, který se nachází ve spánkové části lebky (obrázek 5.5). Po odebrání se blána upevní do speciálního nástroje a zatíží závažím [7]. Po vylisování probíhá finální úprava tvaru a velikosti štěpu podle typu perforace. Míra přihojení je dobrá, avšak v delším časovém období po zákroku může docházet k přílišnému ztenčení. Zdrojem chrupavky nebo perichondria je tragus (obrázek 5.6), či cavum conchae na ušním boltci. Odebraná chrupavka se již dále neupravuje, i když dosahuje tloušťky jen o něco menší než 1mm. Případné ztenčení může vést ke zlepšení akustických vlastností štěpu, to je však vyváženo neakceptovatelným zkroucením štěpu [6]. Po návštěvě dětské ORL u prof. MUDr. Ivo Šlapáka, CSc. jsem se dověděl, že se dnes téměř výhradně používají štěpy z chrupavky, které vykazují nejlepší vlastnosti z hlediska srůstu s bubínkem, což je z pohledu lékařů nejdůležitějším kritériem. I přes svou několikanásobně větší tloušťku se chrupavka dokáže bubínku po určité době zcela přizpůsobit. Sluchové zisky při použití fascie jsou vyšší než při použití chrupavky [6].

Mezi biomateriály vyniká upravené hedvábí blíže popsané v práci [17]. Za úspěchem tohoto materiálu stojí protein fibroin, který je v hedvábí obsažen. Má výborné vlastnosti vysokou pevnost v tahu a elasticitu. Je to materiál biodegradabilní, takže se po určité době rozpadá. Jeho velkou výhodou je, že kompletní náhrada je dostupná už před operací a není nutné odebírat a upravovat tkáň z těla pacienta. Je možné z něj vyrobit velmi tenké membrány.

Je zřejmé, že při perforaci bubínku se přerušují také radiální a cirkulární vlákna ve vazivové vrstvě, které se po přihojení štěpu znovu neobnovují. Tím dochází v původním místě perforace k degradaci membrány bubínku, především snížení tuhosti. Ideální materiál by tedy měl obsahovat matrici podobnou vláknům bubínku, která by nedegradovala, ale v ideálním případě by do bubínku prorostla a vytužila ho.



Obrázek 5.5: Způsob odběru štěpu z fascie. Převzato z [7]



Obrázek 5.6: Tragus zdroj chrupavky nebo perichondria. Převzato z [7]

5.2 Vznik perforací bubínku

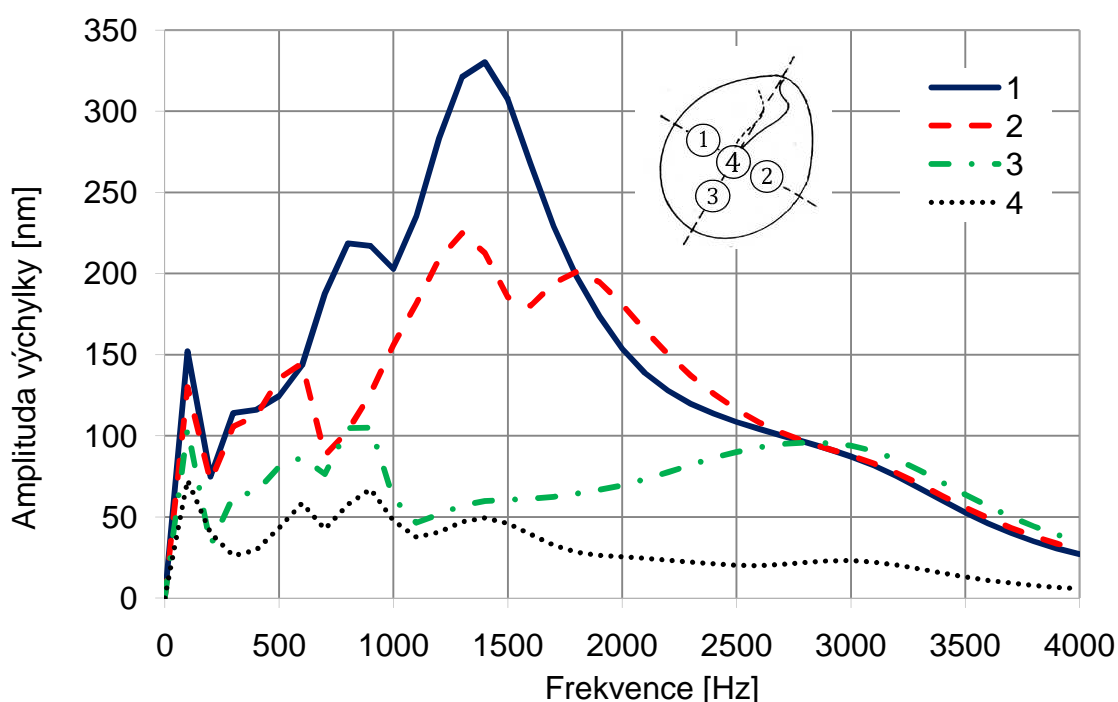
K perforaci blány bubínku může docházet vlivem infekce, průnikem cizího předmětu, tlakovým výkyvem anebo posunem okolních kostí při zlomeninách. Při infekcích středního ucha vznikají perforace bubínku různých velikostí. Většinou však mají ledvinovitý tvar postihující celý bubínek, kde je zachována pouze obvodová část anulus. Vlastní nepozorností může dojít k poškození blány bubínku při nesprávném čištění, či při snaze o utišení svědění zvukovodu (párátkem, špejlí apod.).

Postupně narůstající barotrauma můžeme dobře pozorovat pod hladinou vody, kdy se s každým metrem hloubky zvyšuje tlak o jednu desetinu velikosti atmosférického tlaku. To způsobuje stále větší zaléhání bubínku, stupňující bolest a jeho následnou perforaci. K tomu může dojít už při potopení do hloubky 5 m. Tréninkem lze různé vnější tlakové změny vyrovnávat pomocí sluchové trubice.

Strmě narůstající barotrauma se objevuje při detonaci. Kdy se ve velmi krátké době přemění malé množství látky výbušniny v pevném skupenství na obrovské množství látky skupenství plynného, což vede k tlakové vlně šířící se rychleji než rychlost zvuku. Tlaková vlna může nabývat velikosti několika atmosfér (tlak větší než 6 atmosfér již trhá i okénka vnitřního ucha a ničí CNS). Další nebezpečí představuje dopad na plochu boltce při skoku do vody a zvukové tlakové vlny o impulzu 180 dB a více. Při výše zmíněných situacích dochází k protržení bubínku, které dotyčný pocítí jako tupou ránu v hlavě. Podle závažnosti porušení nastává krvácení, nevolnost, závratě, hučení v uchu až hluchota. Perforace bubínku má tvar štěrbin s cáry stočenými do středního ucha a podle závažnosti perforace může taktéž dojít k porušení převodního ústrojí kústek. Drobné perforace se hojí dobře samostatně, při větších poškozeních je nutné přelepení cigaretovým papírkem, sloužícím jako podpora pro snazší zacelení blány. Při neúspěchu výše zmíněné metody je řešením chirurgický zákrok – myringoplastika.

6 Výpočtová část

6.1 Amplituda výchylky membrány bubínku v závislosti na frekvenci



Obrázek 6.1: Závislost amplitudy výchylky bubínku na frekvenci

Na bubínku byl proveden výpočet pro určení maximální amplitudy výchylky v závislosti na frekvenci (obrázek 6.1). Inspirací k tomuto pokusu byly výsledky zveřejněné v práci [13]. Maximální výchylky byly vyhodnocovány pro nody zobrazené na obrázku 6.1 čísly 1, 2, 3 a 4. Node s číslem 4 odpovídá umbu. Výchylky pro nody s čísly 1 a 2 dosahují svého maxima přibližně při frekvenci 1300 Hz, přičemž výchylky nodů s čísly 3 a 4 dosahují při této frekvenci svého minima. Pro node s číslem 3 se nachází maximum u hodnoty 3000 Hz, ale není tak výrazné jako v předchozím případě. Pro vyšší frekvence amplitudy výchylky klesají. Pro node umístěný v oblasti umba jsou amplitudy výchylky v celém frekvenčním rozsahu minimální. Amplitudy výchylky pro node s číslem 3 se odlišují od výsledků uvedených v práci [13], kde je maximum pro tento node výraznější. Tyto rozdíly mohou být způsobeny výpočty prováděnými na rozdílných modelech.

6.2 Vliv velikosti perforace na přenosovou funkci ucha

Přenos zvukových signálů do cochley se rozděluje na dvě komponenty. První osikulární komponenta je přenos zvukových vln přes řetězec kůstek. Ty jsou buzeny bubínkem, který je rozkmitávaný tlakem ve vnějším zvukovodu. Druhá akustická komponenta je přímý přestup zvukových signálů přes okénka ve středouší, kde je bazilární membrána buzena rozdílem tlaků oválného (P_{OW}) a okrouhlého (P_{RW}) okénka. Osikulární komponenta je u zdravého ucha z hlediska přenosu zvuku dominantnější, akustická je zanedbatelná. Voss ve své práci [10] porovnává jednotlivé přenosové funkce. Přenosová funkce středouší $H(f)$ je definovaná jako poměr rychlosti pohybu paty třmínku v_s k tlaku ve zvukovodu těsně před bubínkem P_{EC} . Změny tohoto poměru mohou pramenit, jak z osikulárního, tak akustického přenosu.

$$H(f) = v_s/P_{EC} \quad (6.1)$$

Pomocí dalších dvou přenosových funkcí se hodnotí pouze osikulární komponenta. Perforovaný bubínek je buzen rozdílem tlaku ΔP_{TM} , což je tlak těsně před bubínkem ochuzený o tlak ve středouší těsně před oválným okénkem $\Delta P_{TM} = P_{EC} - P_{OW}$.

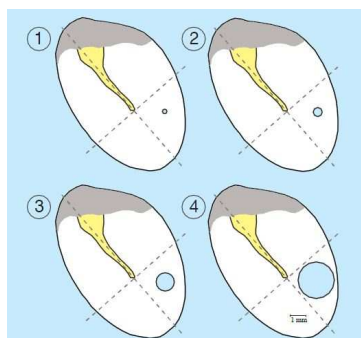
$$H_1(f) = \Delta P_{TM}/P_{EC} \quad (6.2), \quad H_2(f) = v_s/\Delta P_{TM} \quad (6.3)$$

Je zřejmé, že funkce $H_1(f) \approx 1$ pro zdravé ucho bez perforace, protože tlak P_{OW} je zanedbatelný. Obecně tato funkce vyjadřuje vliv perforace na tlakové poměry bubínku. Funkce $H_2(f)$ obsahující v čitateli rychlost paty třmínku vyjadřuje vliv perforace na přenos zvukových signálů do vnitřního ucha.

Vliv akustické komponenty vyjadřuje $v_s^{acoustic}$, kde je rozdíl tlaků okének podělen impedancí osikulárního systému a cochley. Se vzrůstající velikostí perforace hraje akustická část stále větší roli.

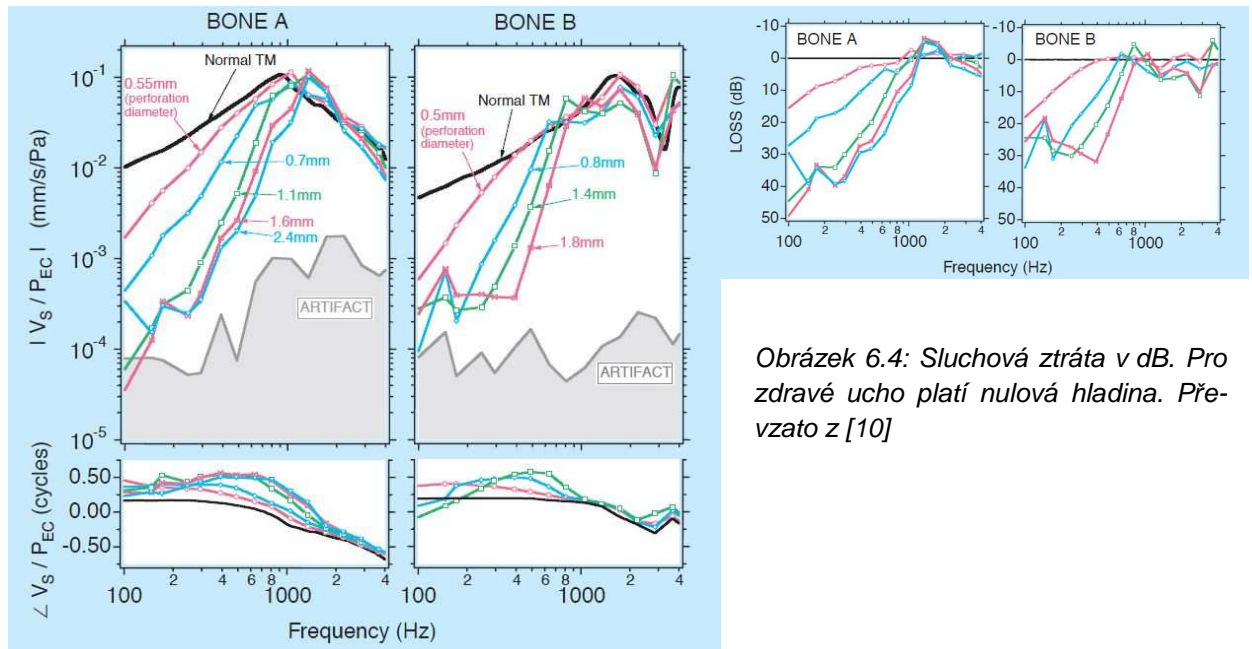
$$v_s^{acoustic} = (P_{OW} - P_{RW})/Z \quad (6.4)$$

Voss v práci [10] své měření praktikovala na posmrtných vzorcích se seříznutým zvukovodem, kde byly měřeny jednotlivé veličiny potřebné k sestavení přenosových funkcí. Perforace byly vytvořeny v zadním dolním kvadrantu bubínku chirurgickým laserem o velikostech 0.7, 1.1, 1.6 a 2.4mm (obrázek 6.2).



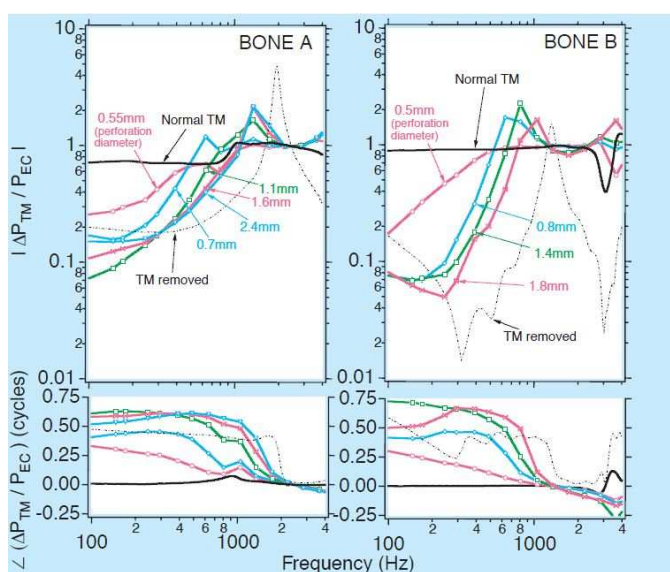
Obrázek 6.2: Poloha a velikost perforací, na kterých byly prováděny měření. Převzato z [10]

Přenosová funkce středouší $H(f) = v_s/P_{EC}$. Z obrázku 6.3 je zřejmé, že do hodnoty 1000 Hz dochází ke zhoršení sluchu, které se prohlubuje se zvětšující se velikostí perforace. Ve vyšších frekvencích jsou již rozdíly méně znatelné a může také docházet k částečnému zlepšení sluchu.



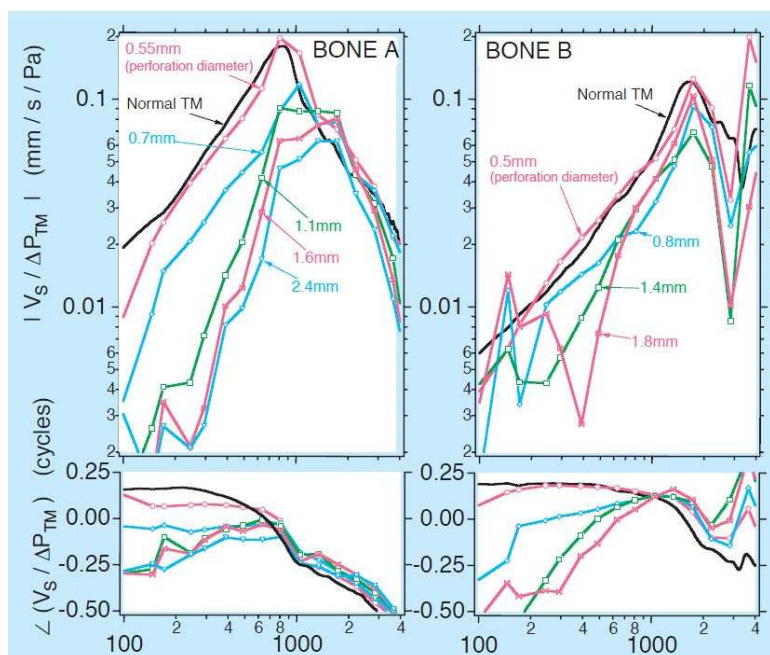
Obrázek 6.3: Průběhy přenosových funkcí středouší pro různé druhy perforací a neperforovaný bubínek. Převzato z [10]

Výsledky tlakových poměrů bubínku $H_1(f) = \Delta P_{TM}/P_{EC}$ jsou zobrazeny na obrázku 6.5. Je patrné, že pro TM bez perforace je $\Delta P_{TM}/P_{EC} \approx 1$. Přenosová funkce perforovaného vzorku klesá se snižující se frekvencí zhruba od hodnoty 1000 Hz. Pokles je výraznější v závislosti na velikosti perforace. V hodnotách frekvencí nad 1000 Hz je průběh komplikovanější.



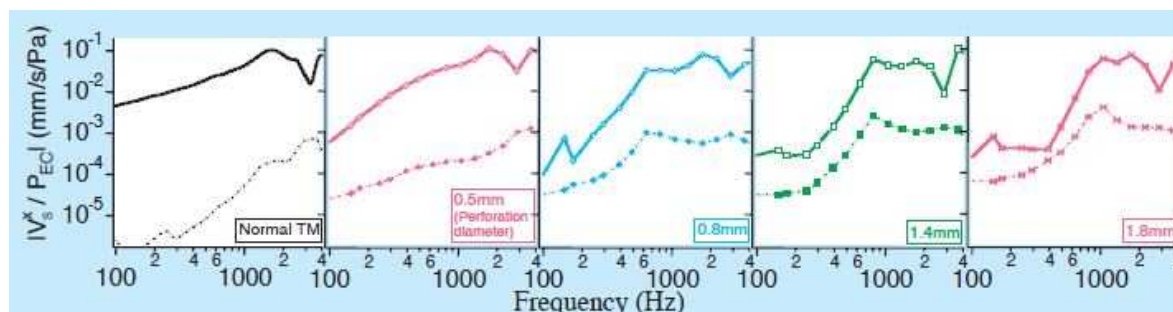
Obrázek 6.5: Průběh přenosové funkce $H_1(f) = \Delta P_{TM}/P_{EC}$ pro různé velikosti perforace a neperforovaný bubínek. Převzato z [10]

Přenosová funkce $H_2(f) = v_s / \Delta P_{TM}$ (obrázek 6.6). U malých perforací se zdá, že na průběh přenosové funkce nemají skoro žádný vliv, kdežto větší perforace se projevují velkým poklesem pod hodnotou 1000 Hz.



Obrázek 6.6: Průběh přenosové funkce $H_2(f) = v_s / \Delta P_{TM}$ pro různé velikosti perforace a neperforovaný bubínek. Převezato z [10]

Vliv akustické komponenty $v_s^{acoustic} = (P_{OW} - P_{RW}) / Z$ (obrázek 6.7). Se zvětšující velikostí perforace se akustická komponenta stává důležitější v přenosech signálů do vnitřního ucha.

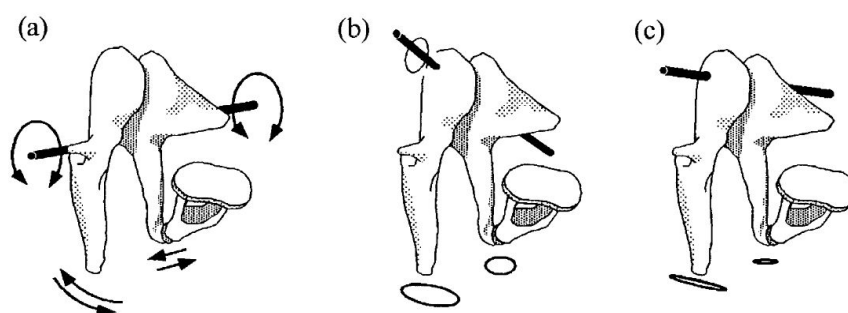


Obrázek 6.7: Porovnání akustické komponenty přenosu zvuku $v_s^{acoustic}$ s přenosovou funkcí středouší $H(f) = v_s / P_{EC}$. Převezato z [10]

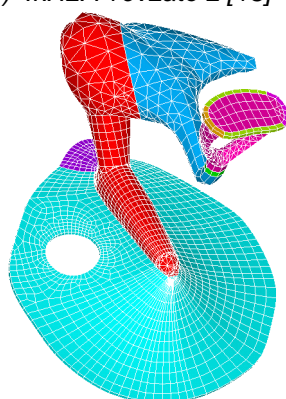
Z průběhu grafů je patrné, že k největšímu poklesu přenosové funkce dochází v nižších frekvencích. Průběh funkcí ve vyšších frekvencích je komplikovanější a dokonce může docházet ke zlepšení sluchu. Velikost perforace hraje také důležitou roli. Pro malé perforace je zhoršení sluchu zanedbatelné. U větších perforací sluchová ztráta pramení hlavně ze zvýšeného tlaku ve středouší, který ovlivňuje obě labyrintové okénka. Druhým problémem může být změna poměru velikosti membrány bubínku a ploténky třímínku, která se prohlubuje se zvyšující velikostí perforace.

6.3 Vliv polohy perforace na přenosovou funkci ucha

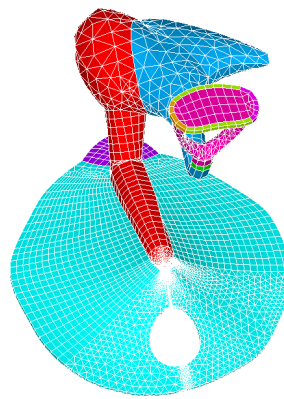
Vlivem velikosti perforace na přenosovou funkci ucha se zabývalo již mnoho autorů, proto je tato problematika dobře objasněná. Problémem je, že chybí přesnější informace o tom, jak ovlivňuje přenosovou funkci ucha umístění perforace na bubínku. Z funkce osikulárních kůstek je zřejmé, že nejlepší přenos vzruchů bude mít pístový pohyb paty třmínku. Ten je dobře uskutečnitelný při nižších frekvencích, kdy nedochází k tak složitým kmitům bubínku a kůstek. Vysoké frekvence vynucují na bubínku složité rezonanční módy, při kterých dochází k různému natáčení kůstek a jejich osy rotace (obrázek 6.8). K původnímu pístovému pohybu paty třmínku se přidává také pohyb rotační [13]. Pro účely klasifikace polohy perforací byly tyto rozděleny na symetrické a asymetrické. Symetrické perforace leží v delší ose bubínku, která prochází rukojetí kladívka, tzn. na rozhraní PD a ZD kvadrantu. Asymetrické perforace leží mimo tuto osu, nejčastěji v okrajových částech membrány bubínku.



Obrázek 6.8: Schéma pohybu osikulárních kůstek při různých frekvencích. Pohyb je naznačen šipkami a elipsami. Se vzrůstající frekvencí se osa rotace kůstek posouvá do vyšších poloh a) 0,1 kHz b) 2 kHz c) 4kHz. Převzato z [13]



Obrázek 6.9: Asymetrická perforace



Obrázek 6.10: Symetrická perforace

Výpočty byly prováděny na 3D kompletním modelu lidského ucha s normálním zvukovodem, aby bylo možné výsledky porovnat se skutečnou audiologií. Na bubínku bylo nutné vytvořit perforace, které odpovídají výše uvedené symetrické a asymetrické pozici (obrázek 6.9, 6.10). Obě perforace jsou stejně velké (2 mm²). Na vstupu do zvukovodu bylo pro harmonickou analýzu v systému ANSYS zadá-

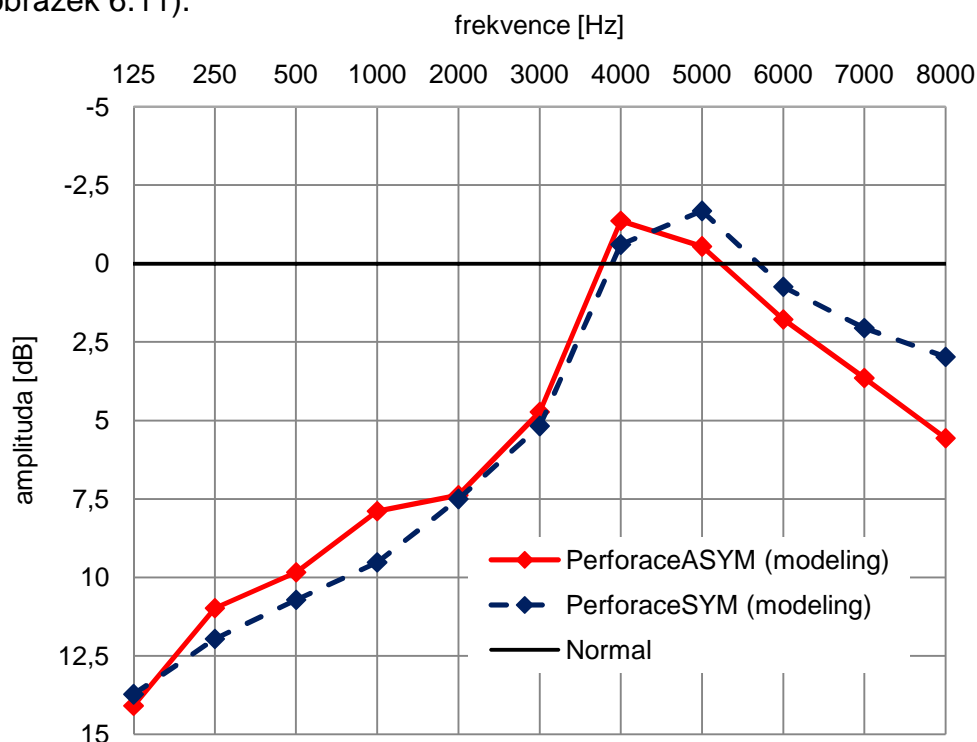
no buzení oscilacemi harmonického tlaku o velikosti 1 Pa. Harmonická analýza se prováděla ve frekvenčním rozsahu (125 – 8000 Hz), což je běžný rozsah frekvencí při audiologickém vyšetření. Po důkladném odzkoušení se pro pohltivost stěn středouší a zevního zvukovodu volilo $MU = 0,3$, respektive $MU = 0,03$. Na výstupu z modelu byla pro každou frekvenci vyhodnocována největší amplituda výchylky bazilární membrány, jak pro neperforovaný bubínek, tak pro oba typy perforací. Největší výchylky v závislosti na frekvenci jsou vyjádřeny přenosovou funkcí $T(f)$. Tato metoda je přesnější oproti dosavadnímu vyhodnocování přenosových funkcí středouší pomocí rychlosti paty třmínku a tlaku ve zvukovodu, protože na výchylce bazilární membrány se projeví celkový pohyb paty třmínku (písťový i rotační).

$$T(f) = Amax(f) \quad (6.5)$$

Průběh samostatných přenosových funkcí není až tak důležitý, proto se jejich poměrem vyjadřuje relativní přenosová funkce

$$Tr(f) = 20 * \log \frac{Amax(f)_{nor}}{Amax(f)_{per}} \quad (6.6)$$

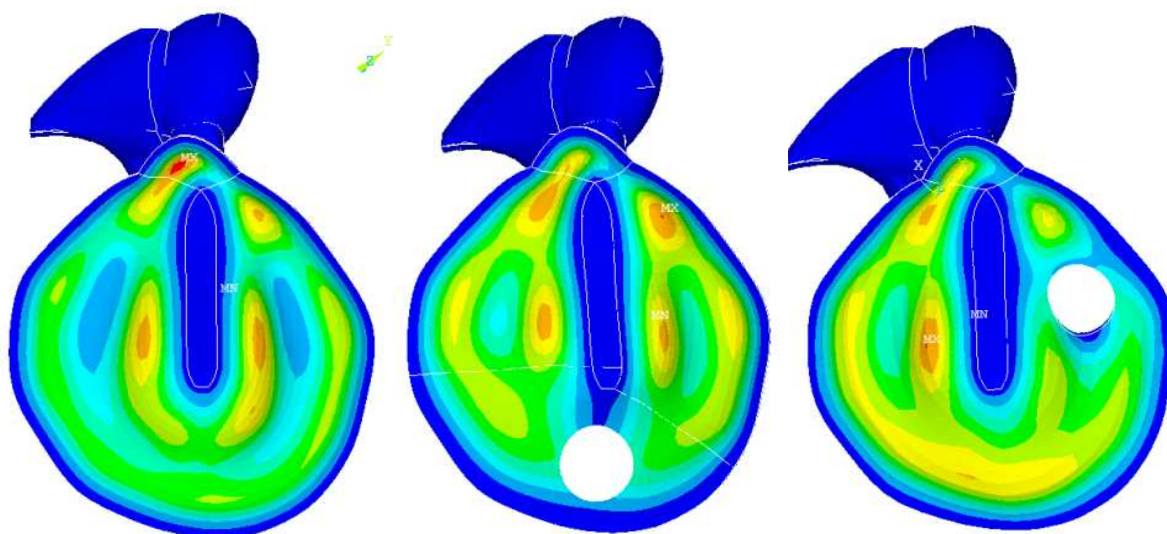
kde $Amax(f)_{per}$ je maximální výchylka bazilární membrány perforovaného bubínku buď pro symetrickou, nebo asymetrickou polohu a $Amax(f)_{nor}$ je maximální výchylka bazilární membrány neperforovaného bubínku. Výsledky jsou v dB a vztaženy k referenční hladině 0 dB, která odpovídá zdravému sluchu. V grafu jsou hodnoty na ose y přehozeny, což je inspirováno lékařskými audiogramy. V minusových hodnotách se projeví zlepšení sluchu, v plusových naopak zhoršení (obrázek 6.11).



Obrázek 6.11: Relativní přenosové funkce pro symetrickou a asymetrickou polohu perforace v dB

Podle průběhu funkcí na obrázku 6.11 lze usoudit, že poloha perforace má na přenosovou funkci ucha vliv. Tvar křivek se značně podobá křivkám uvedených VOSS v práci [10], kde také pro vyšší frekvence docházelo k částečnému zlepšení sluchu perforovaného bubínku oproti bubínku zdravému. V případě symetrické i asymetrické perforace se tomu děje ve frekvenčním pásmu 4 – 6 kHz. Nápadným znakem je, že se obě křivky přibližují v hodnotě 2 kHz a pro následující frekvence je jejich průběh téměř totožný. Ve vyšších frekvencích se křivky začínají rozcházet a největší rozdíl mezi symetrickou a asymetrickou polohou je asi 2,5 dB. Z modelování se jeví, že symetrická perforace nemá na zhoršení sluchu takový dopad, jako perforace asymetrická.

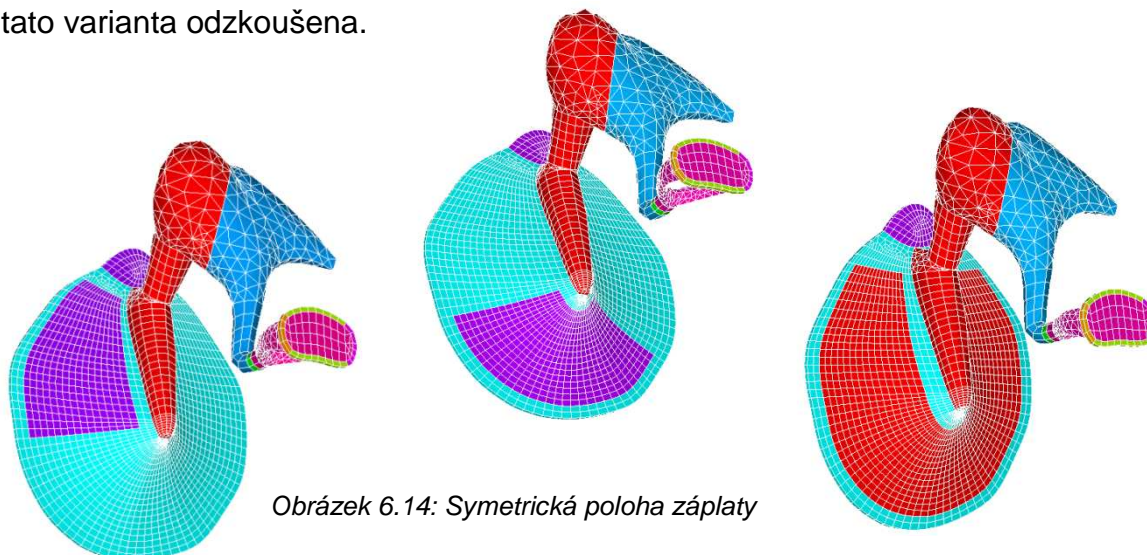
Na obrázku 6.12 jsou zobrazeny módy bubínku pro frekvenci 8000 Hz. Pro vyšší frekvence jsou módy složitější. Z obrázku je dobře viditelný rozdíl mezi kmitáním normální a perforované membrány bubínku. Největší výchylka bubínku obsazuje pro každý z uvedených typů jinou pozici. Kmitání bubínku je přenášeno na osikulární kůstky a způsobuje natáčení jejich osy rotace, které je zřejmě výraznější pro nesymetrickou polohu perforace.



Obrázek 6.12: Módy bubínku pro frekvenci 8000 Hz. Zleva normální bubínek, symetrická perforace, asymetrická perforace

6.4 Vliv polohy a materiálu záplaty bubínku na přenosovou funkci ucha

Dalším cílem bylo objasnění vlivu záplatování bubínku na přenosovou funkci ucha. Pro dříve vytvořené perforace bylo namodelováno překrytí odpovídající myringoplastickému zákroku. Velikost záplaty je několikanásobně větší než velikost perforace. Celkem byly provedeny tři výpočty pro každý typ náhrady. Po jednom pro symetrickou polohu (obrázek 6.14) a asymetrickou polohu (obrázek 6.13) a pro použití záplaty, která by překryla celou plochu bubínku (obrázek 6.15). Použité materiály při výpočtech byly fascie a chrupavka, což jsou v dnešní době materiály nejvíce frekventované. Mechanické vlastnosti obou typů náhrad se od sebe liší. Fascie je tužší než bubínek, ale záplata se svou tloušťkou k bubínku přibližuje. Naopak chrupavka je měkčí než bubínek, ale po odebrání se již neupravuje, a tak může dosahovat běžně i tloušťky 1mm. Jelikož změna tloušťky by vyžadovala velmi složité přepracování 3D modelu, nebyla nakonec tato varianta odzkoušena.



Obrázek 6.14: Symetrická poloha záplaty

Obrázek 6.13: Asymetrická poloha záplaty Obrázek 6.15: Záplata zakrývající celou plochu bubínku

Výpočty byly prováděny na 3D kompletním modelu lidského ucha s normálním zvukovodem, aby bylo možné výsledky porovnat se skutečnou audiologií. Velikost symetrické i asymetrické záplaty je přibližně stejná (15 mm^2). Záplata aplikovaná na celou plochu bubínku je svou rozlohou větší, přibližně 40 mm^2 . Harmonická analýza probíhala se stejnými parametry, jako při vyhodnocování polohy perforace. Na vstupu do zvukovodu bylo zadáno buzení harmonickými oscilacemi akustického tlaku o velikosti 1 Pa. Frekvenční rozsah harmonické analýzy byl 125 – 8000 Hz. Pro pohltivost stěn středouší a zevního zvukovodu se po důkladném odzkoušení zvolily hodnoty $MU = 0,3$, respektive $MU = 0,03$. Na výstupu z modelu byla pro každou frekvenci vyhodnocována největší výchylka bazilární membrány, pro všechny typy uložení záplat. Největší výchylky v závislosti na frekvenci jsou vyjádřeny přenosovou funkcí $T(f)$. Tato metoda je přesnější oproti

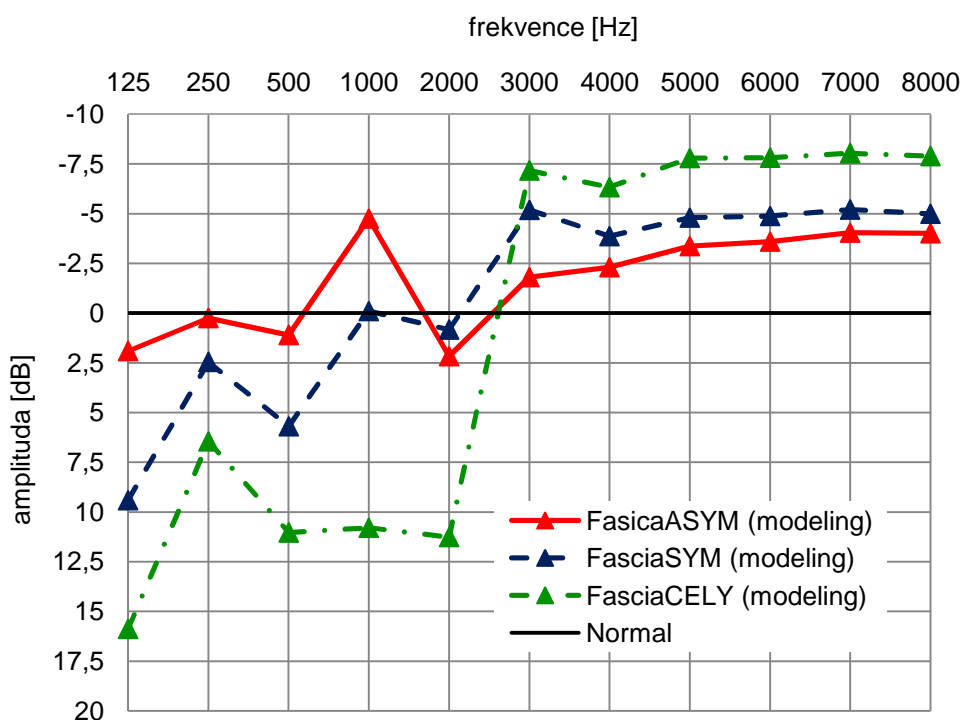
dosavadnímu vyhodnocování přenosových funkcí středouší pomocí rychlosti paty třmínku a tlaku ve zvukovodu, protože na výchylce bazilární membrány se projeví celkový pohyb paty třmínku (pístový i rotační).

$$T(f) = A_{max}(f) \quad (6.7)$$

Důležitější je průběh funkcí v porovnání s normálním bubínkem, proto se definuje relativní přenosová funkce

$$Tr(f) = 20 * \log \frac{A_{max}(f)_{nor}}{A_{max}(f)_{patch}} \quad (6.8)$$

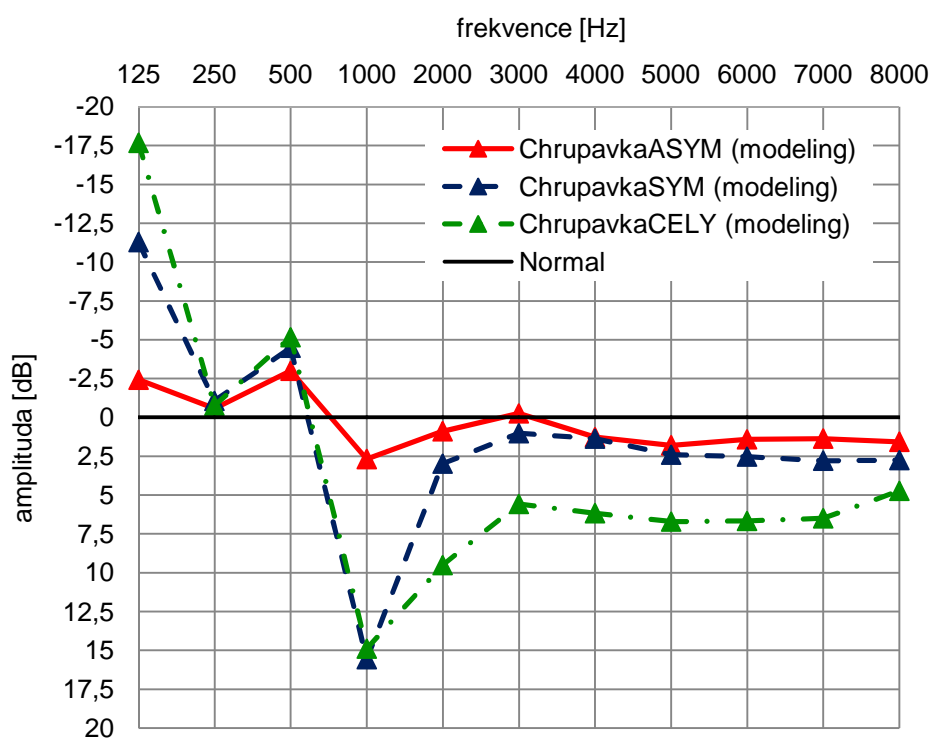
kde $A_{max}(f)_{patch}$ je maximální výchylka bazilární membrány záplatovaného bubínku postupně pro všechny tři polohy záplaty a $A_{max}(f)_{nor}$ je maximální výchylka bazilární membrány normálního (zdravého) bubínku. Výsledky jsou v dB a vztaheny k referenční hladině 0 dB, která odpovídá zdravému sluchu. V grafu jsou hodnoty na ose y přehozeny, což je inspirováno lékařskými audiogramy. V minusových hodnotách se projeví zlepšení sluchu, v plusových naopak zhoršení (obrázek 6.16).



Obrázek 6.16: Relativní přenosové funkce pro jednotlivé polohy záplaty z fascie

Záplata z fascie aplikovaná na perforovaný bubínek způsobuje zlepšení sluchu ve vyšších frekvencích nezávisle na poloze (obrázek 6.16). Hranice se nachází přibližně u hodnoty 2000 Hz. V tomto místě se přenosové funkce lámou a následuje zhoršení sluchu pro nižší frekvence. Toto zhoršení objevující se u

všech typů záplat je způsobeno vysokou tuhostí fascie, která ovlivňuje impedanci celého převodního systému. Zvýšená impedance se projeví odrazem zvukové energie dopadající na bubínek v místě záplaty projevující se hlavně při nižších frekvencích. Pro asymetrické umístění záplaty je zlepšení sluchu nejmenší a oproti symetrické poloze ztrácí v pásmu vyšších frekvencí asi 2 dB. Ztrátu si je zřejmě možné vysvětlit nesymetrickým zatěžováním bubínku, který bude způsobovat natáčení osy rotace kůstek a redukci pístového pohybu paty třmínku. Celkově se jeví tužší záplata z hlediska sluchových zisků jako prospěšná a nejvíce vyhovuje typ pokrývající celou plochu bubínku. Pro tuto záplatu dochází k největšímu zlepšení sluchu mezi hodnotami 2 - 8 kHz až o 7,5 dB, naopak v nižších frekvencích pod 2 kHz se sluch zhoršuje o více než 10 dB.



Obrázek 6.17: Relativní přenosové funkce pro jednotlivé polohy záplaty z chrupavky.

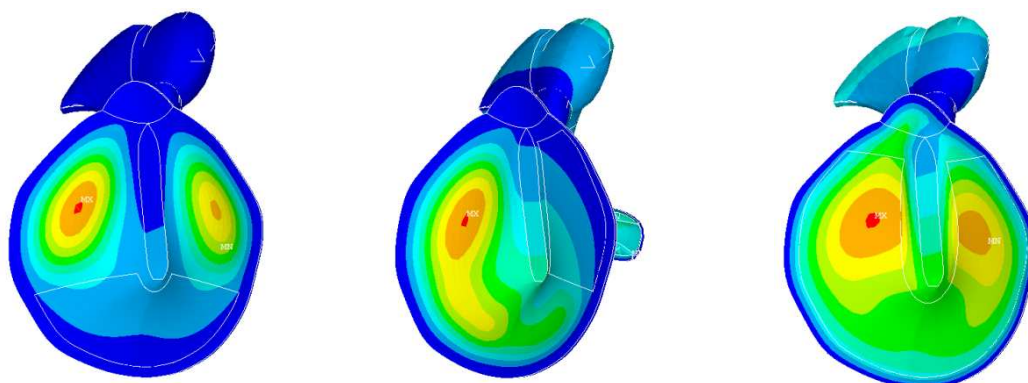
Druhou odzkoušenou variantou byla záplata z chrupavky (obrázek 6.17). Zde je průběh funkcí zcela odlišný proti fascii. Zdá se, že záplaty z měkčích materiálů nejsou pro záplatování bubínku z hlediska zlepšení sluchu ideální. Ke zlepšení sluchu dochází pouze při nízkých frekvencích, což je přesný opak záplat z fascie. Záplata použitá na celou plochu bubínku vychází z modelování jako nejhorší způsob uložení.

Na obrázcích 6.18, 6.19 a 6.20 jsou zobrazeny jednotlivé polohy záplat pro fascii i chrupavku a jim příslušné módy bubínku při frekvenci 500 Hz. Z porovnání obrázku si lze udělat představu o vlivu materiálu záplaty na kmitání membrány bubínku. Tužší záplata je méně poddajná, a proto se maximální výchylky bubínku přesouvají mimo oblast záplaty. Pro měkčí záplaty je tomu naopak a největší vý-

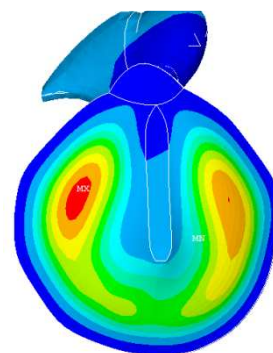
chylky se vyskytují právě v oblasti záplaty. Při překrytí celého bubínku dochází ke změně tuhosti téměř na celé ploše. Zvýšená tuhost bubínku se projeví zlepšením sluchu ve vyšších frekvencích a snížená tuhost zase zlepšením sluchu při nižších frekvencích. Tato tendence byla také popsána v práci [8].

Tabulka 1: Použité materiálové charakteristiky

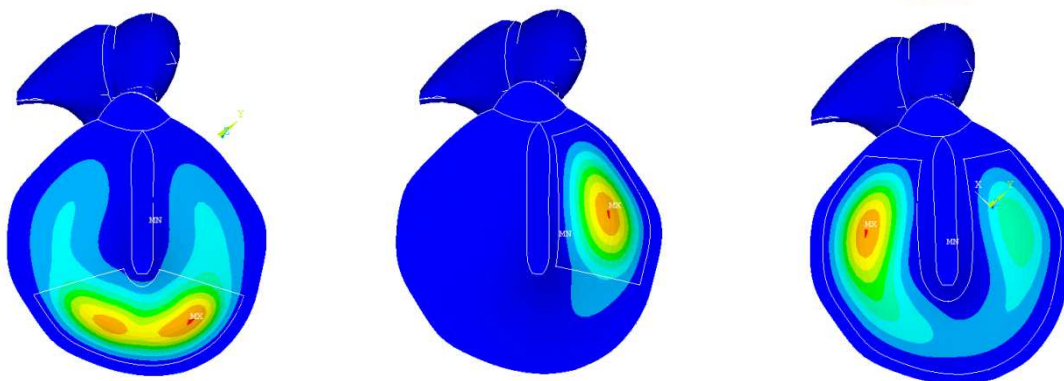
	Modul pružnosti v tahu E [Pa]
membrána bubínku	$10 \cdot 10^6$
fascie	$500 \cdot 10^6$
chrupavka	$1 \cdot 10^6$



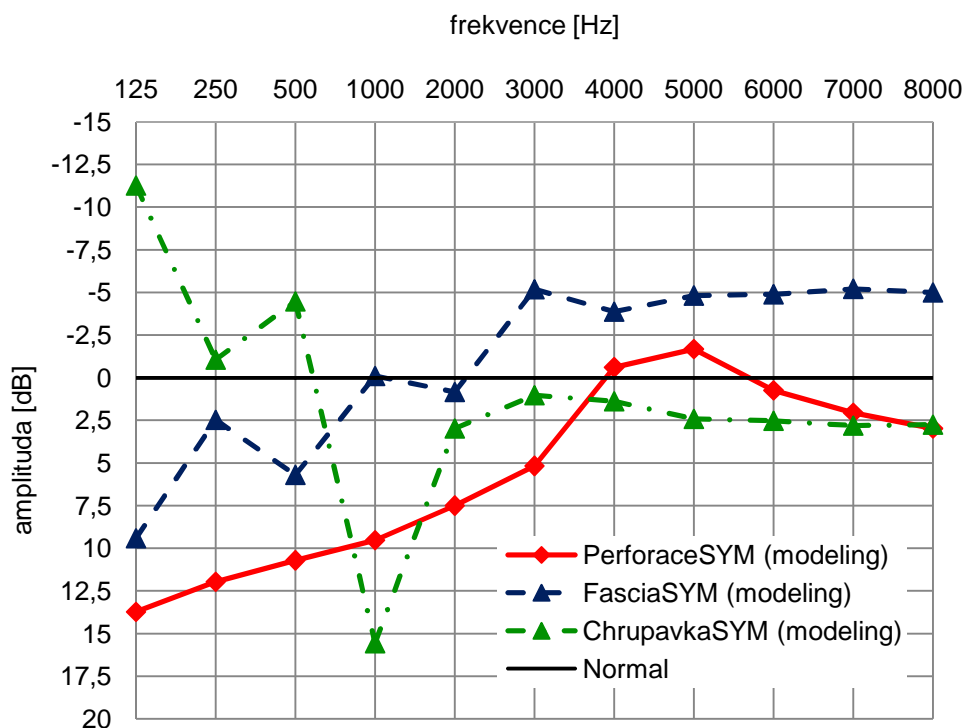
Obrázek 6.18: Módy bubínku záplatovaného fascií pro frekvenci 500 Hz. Zleva symetrická poloha záplaty, asymetrická poloha záplaty, záplata přes celý bubínek



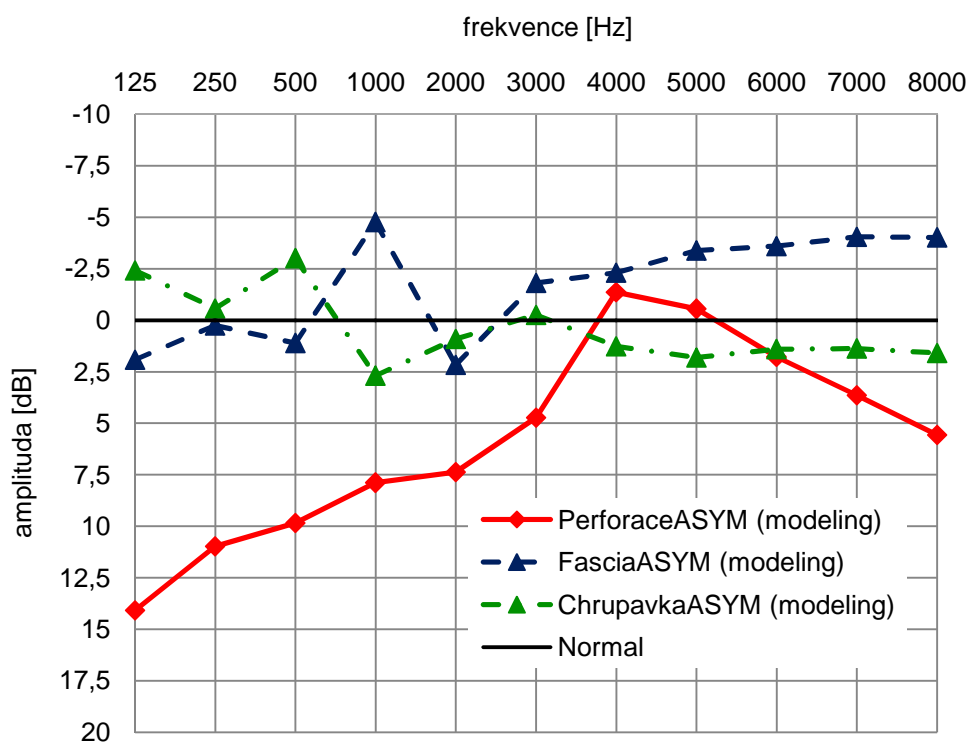
Obrázek 6.19: Mód normálního bubínku pro frekvenci 500 Hz



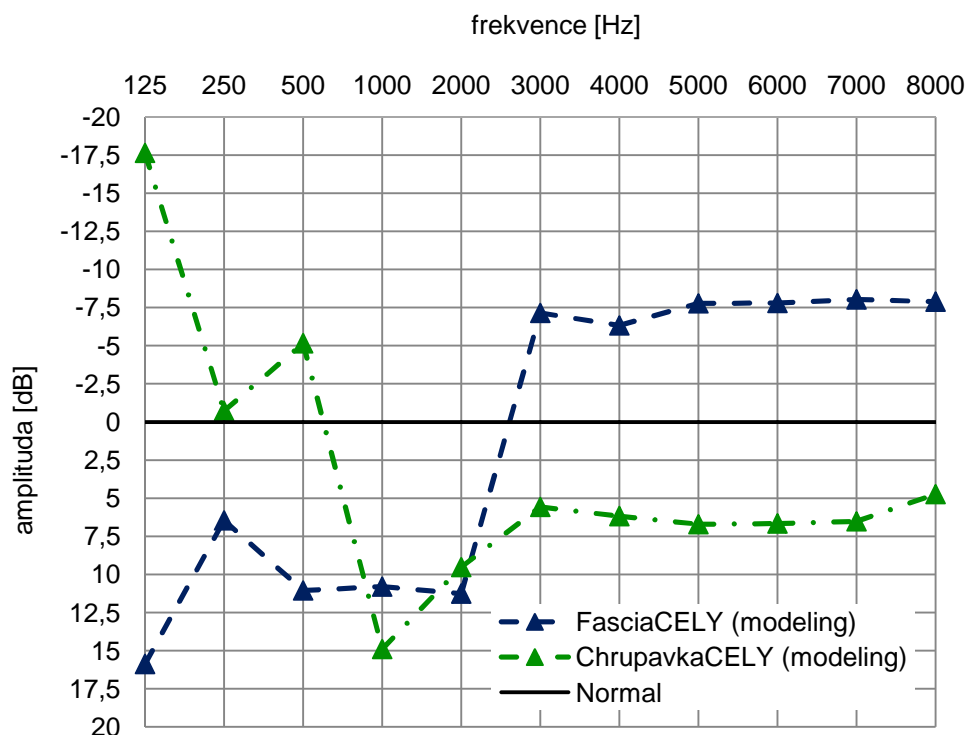
Obrázek 6.20: Módy bubínku záplatovaného chrupavkou pro frekvenci 500 Hz. Zleva symetrická poloha záplaty, asymetrická poloha záplaty, záplata přes celý bubínek



Obrázek 6.21: Srovnání průběhu relativních přenosových funkcí symetricky perforovaného bubínku a jeho záplat (fascie a chrupavka)



Obrázek 6.22: Srovnání průběhu relativních přenosových funkcí asymetricky perforovaného bubínku a jeho záplat (fascie a chrupavka)



Obrázek 6.23: Srovnání průběhu relativních přenosových funkcí pro záplatu pokrývající celou plochu bubínku (fascie a chrupavka)

Pro snazší přehled byly jednotlivé perforace a jím odpovídající způsoby záplátování zobrazeny do jednoho grafu. Na obrázku 6.21 je relativní přenosová funkce symetricky perforovaného bubínku a další dvě křivky, které symbolizují záplátování dané perforace fascií, respektive chrupavkou. Na obrázku 6.22 jde o stejný princip, pouze pro asymetrickou perforaci. Poslední obrázek 6.23 srovnává vliv materiálu záplaty aplikovaný na celou plochu bubínku. Tento typ by byl vhodný k zakrytí obou typů perforací.

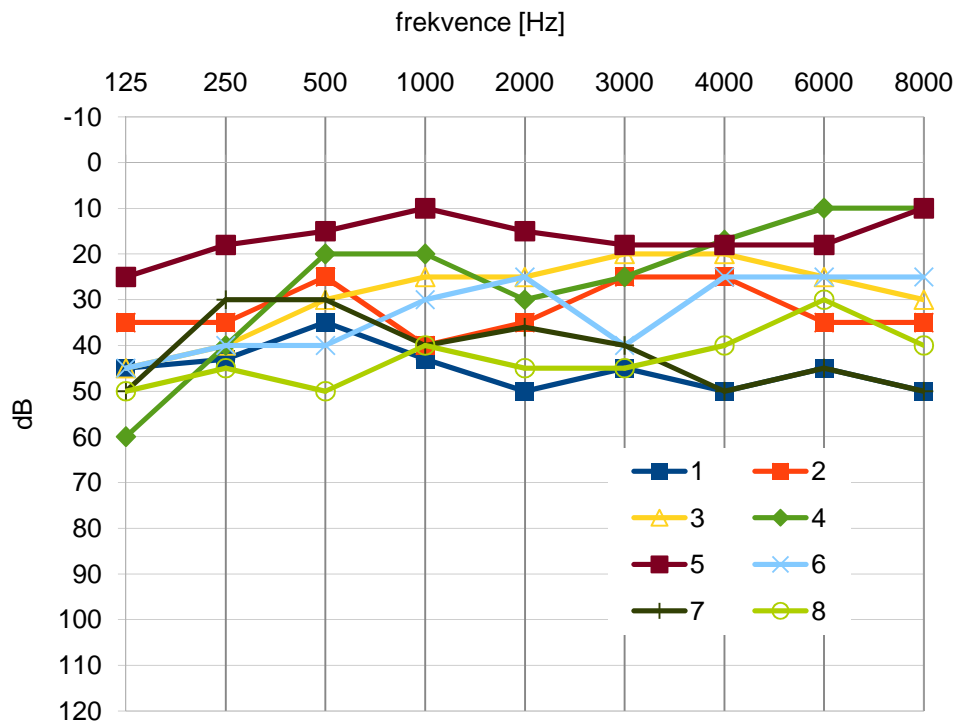
7 Zpracování souboru audiologických vyšetření

Z celkového souboru 29 pacientů bylo vybráno 21 jedinců, u kterých byly údaje kompletní. Pro každého pacienta bylo zapotřebí podle nákresu určit polohu perforace a vyhledat tři audiogramy, ve kterých byly údaje o úrovni sluchu perforovaného, záplatovaného a zhojeného bubínku. Tito pacienti byli seřazeni do souborů podle polohy perforace na pacienty se symetrickou perforací (8) a na pacienty s asymetrickou perforací (13). Dále byly vyhodnocovány pouze křivky vzdušného vedení zvuku, ve kterém se projeví změny převodního aparátu. Kostní vedení bylo u všech pacientů v normě. Výsledky audiologických vyšetření byly zpracovány v programu Excel, kde byly hodnoty jednotlivých audiologických křivek sečteny a zprůměrovány. Vykreslením zprůměrovaných hodnot vznikly křivky perforovaného, záplatovaného a zhojeného bubínku reprezentující celou skupinu. Tyto křivky jsou vhodné k porovnání skutečných a namodelovaných výsledků. Na obrázcích 7.1 a 7.2 jsou vykresleny průběhy křivek perforace pro každého pacienta zvlášť. U většiny pacientů s asymetrickou polohou perforace lze pozorovat prudké zhoršení sluchu ve vyšších frekvencích (obrázek 7.2). Toto prudké zhoršení se pacientů se symetrickou polohou netýká, zde jsou průběhy křivek spíše poklidné pouze s menšími změnami (obrázek 7.1). Dále už se pracovalo pouze s upravenými křivkami zastupujícími celou skupinu pacientů.

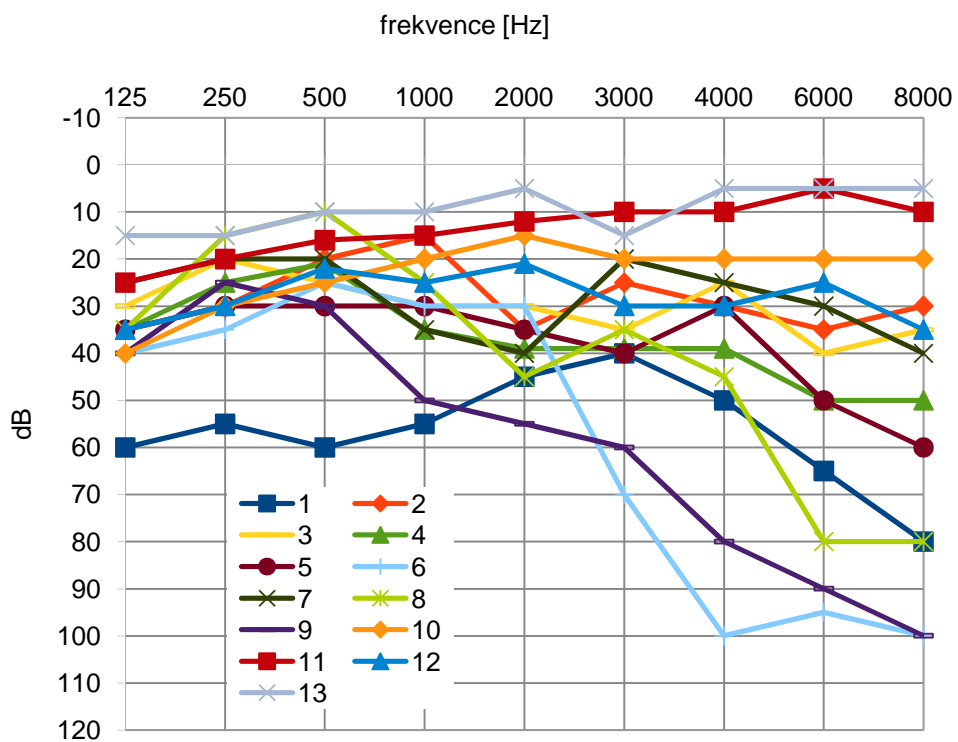
Na obrázku 7.3 je srovnání symetrické a asymetrické polohy perforace, jak z audiologických vyšetření, tak z modelingu. Samotný průběh křivek je u obou variant velmi podobný. Zajímavým jevem je křížení křivek mezi hodnotami 2 – 3 kHz vyskytující se v obou případech. Od tohoto bodu se ve vyšších frekvencích vyznačuje symetrická perforace menšími ztrátami sluchu. Velkým rozdílem však je, že u křivek získaných modelingem není sluchová ztráta mezi charakteristickými polohami perforace tak znatelná. Ve vyšších frekvencích dosahuje přibližně 2,5 dB oproti 20 dB z audiologie.

Další křivky srovnávají jednotlivé způsoby záplatování bubínku (obrázek 7.4). Pro modeling byly použity materiálové charakteristiky štěpu z fascie. Průběhem se modeling značně odlišuje od výsledků audiologie, protože v modelingu na rozdíl od audiologie dochází nad hranicí 2 kHz ke zlepšení sluchu nezávisle na poloze záplaty, kdežto v audiologii jsou průběhy křivek téměř totožné s křivkami perforovaného bubínku. Rozdíl mezi symetrickou a asymetrickou polohou záplaty je oproti audiologii minimální.

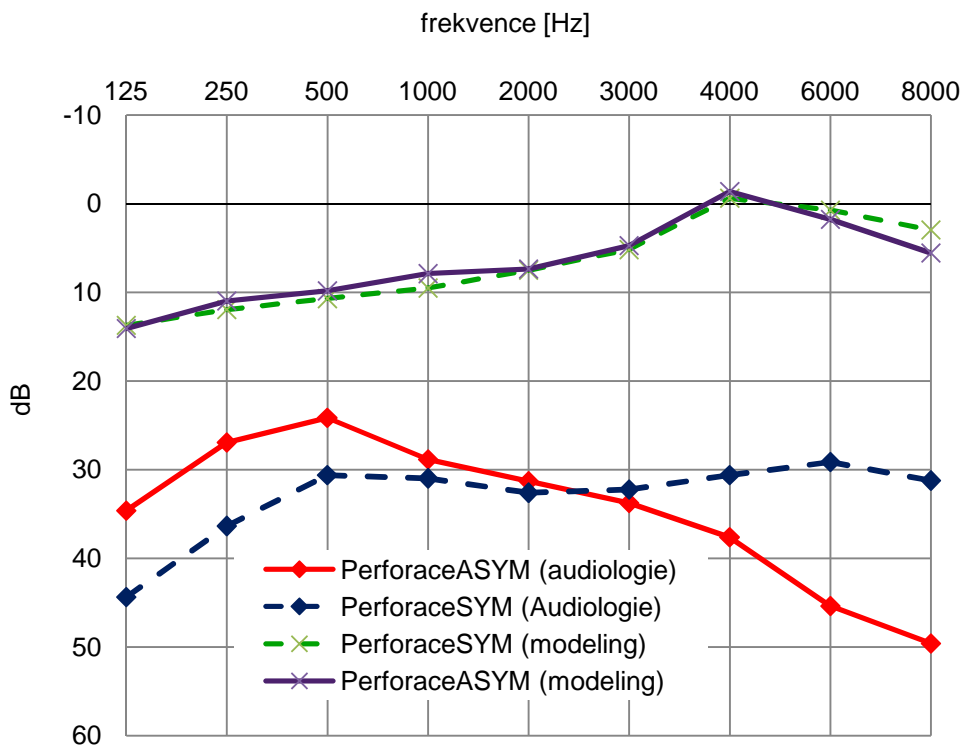
Výsledky úrovně sluchu po zhojení perforace jsou viditelné na obrázku 7.5. Po zhojení symetrických perforací se sluch dostává na vyšší úroveň než u perforací asymetrických. Nelze však vyvodit závěr, jestli se sluch dostává na stejnou úroveň, jako před perforací, protože audiologické informace o stavu sluchu pacientů před postižením perforací nejsou známy.



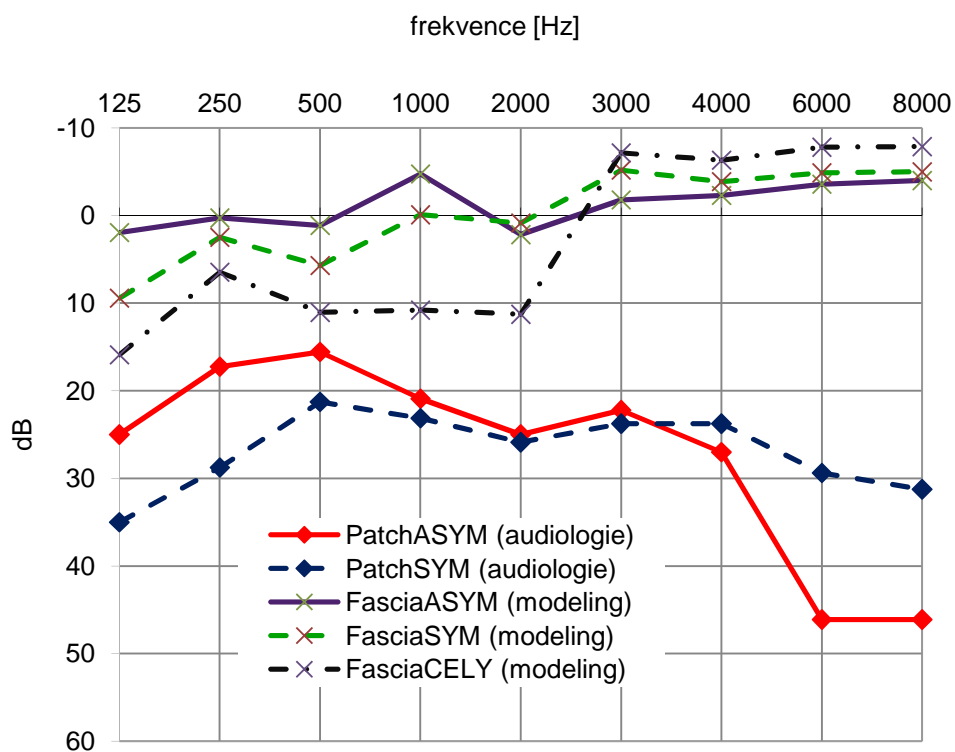
Obrázek 7.1: Soubor pacientů se symetrickou perforací bubínku



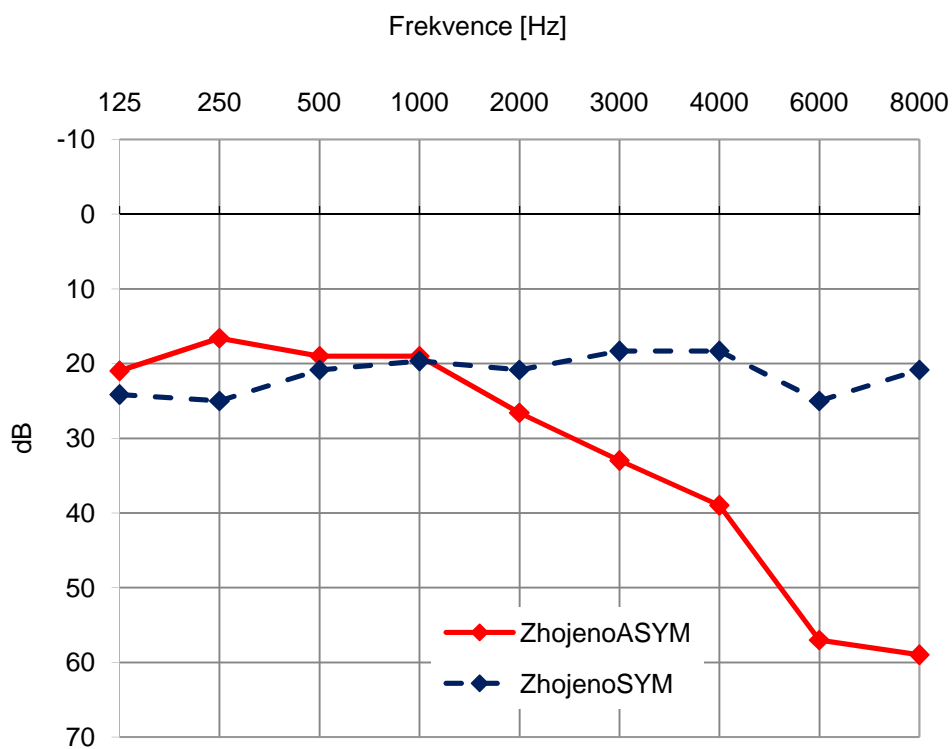
Obrázek 7.2: Soubor pacientů s asymetrickou perforací bubínku



Obrázek 7.3: Porovnání audiologických vyšetření a modelingu pro symetrickou a asymetrickou polohu perforace



Obrázek 7.4: Porovnání audiologických vyšetření a modelingu pro symetrickou a asymetrickou polohu záplaty



Obrázek 7.5: Porovnání audiologických vyšetření pro zhojený bubínek po symetrické a asymetrické perforaci

8 Závěr

Simulace vlivu polohy perforace a materiálů záplat používaných při myringoplastice byly prováděny MKP v programu ANSYS. Nejprve byly prováděny výpočty na jednoduchém modelu 2D. Tento model je výhodný především z hlediska výrazně kratších výpočetních časů, avšak pro objasnění problematiky polohy perforace je nedostačující. Proto bylo zapotřebí využít kompletní 3D model lidského ucha vypracovaný Ing. Danielem Duškem Ph.D. Nejsložitější část práce spočívala ve správném zorientování v dříve vytvořeném 3D modelu lidského ucha a následná tvorba perforací bubínku. Každá úprava v tomto modelu vyžadovala nové vytvoření sítě prvků a zadání potřebných vazeb. Časově náročné bylo také odlaďení nově vzniklého modelu, na které má vliv především pohltnost stěn (MU). Druhou úpravou modelu byla simulace myringoplastiky tj. aplikace záplaty bubínku.

1) Vliv polohy a velikosti perforace bubínku na přenosovou funkci ucha

Vliv polohy perforace byl simulován na kompletním 3D modelu lidského ucha v programu ANSYS. Přenosové funkce byly stanoveny z největších amplitud kmitů pozorovaných na bazilární membráně pro jednotlivé audiologické frekvence. Z rozdílu přenosové funkce vypočítané pro model s normálním bubínkem a pro model s perforovaným bubínkem vznikla křivka, vyjadřující relativní změnu sluchu. Tato křivka byla vytvořena pro obě polohy perforace (symetrickou i asymetrickou). Největší rozdíl mezi symetrickou a asymetrickou polohou získaný výpočtem je asi 2,5 dB, což je velmi malá hodnota v porovnání s 20 dB u audiologie. U vypočítaných přenosových křivek se pohybuje největší zhoršení sluchu kolem hodnoty 14 dB pro obě polohy perforace, v audiologii se tato hranice posouvá k průměrným hodnotám 40 – 50 dB. Z modelování i audiologie vyplývá, že ve vyšších frekvencích má z hlediska dopadu na sluch menší vliv symetrická poloha perforace. Rozdíl mezi symetrickou a asymetrickou perforací zřejmě pochází z natáčení řetězce kůstek, které snižuje translační složku pohybu paty třmínku.

2) Vliv polohy a materiálu záplaty na přenosovou funkci ucha

Vliv polohy a materiálu záplaty bubínku byl také zohledněn v kompletním 3D modelu lidského ucha a výpočtem byly stanoveny stejné přenosové funkce, jako pro perforovaný bubínek. Porovnávány byly dva nejpoužívanější materiály náhrad – fascie a chrupavka. Fascie, jako materiál tužší než bubínek, vykazovala ve vyšších frekvencích výrazné zlepšení sluchu nezávisle na poloze záplaty. Nejlepší výsledky byly se záplatou aplikovanou na celou plochu bubínku. Naopak chrupavka, jako materiál výrazně měkčí než membrána bubínku, ve vyšších frekvencích zřejmě způsobuje zhoršení sluchu nezávisle na poloze záplaty. Zde se zdá být záplata aplikovaná na celou plochu bubínku jako nejméně prospěšná. Z pohledu lékařů je však chrupavka výhodná především pro svůj bezproblémový

srůst s membránou bubínku a minimem komplikací po myringoplastické operaci. Srovnání výsledků modelování a audiologie bylo možné pouze pro záplatu z fascie, která svou tuhostí přibližně odpovídá papírku používanému v audiologii.

3) *Důvody odchylek matematického modelování a audiologie*

Charakter přenosových funkcí vypočítaných z modelování a křivek audiologie byl podobný, i když celkové teoretické poklesy sluchu byly nižší než hodnoty vycházející ze zpracování audiologických vyšetření. Tyto rozdíly mohou být způsobeny odlišnou velikostí perforace bubínku pacientů zpracovávaného souboru a zvolením příliš malé velikosti perforace (2 mm^2) v případě modelování. Dalším důvodem může být rozdílnost buzení u obou případů. Sluchátka používaná v audiologii sice potlačí odrazy v místnosti a vnější hluk, dochází však ke vzniku odrazů a stojatých vln mezi membránou sluchátka a bubínkem. Při nevhodné konstrukci, či nesprávném přitlaku sluchátka, může také dojít k přenosu zvuku kostním vedením. U matematického modelování se aplikuje buzení oscilacemi harmonického tlaku na vstupu do zvukovodu, což odpovídá přirozenému naslouchání zvuku v prostoru. Kvůli složitosti 3D modelu lidského ucha přitom není přizpůsobení poměrům audiologie dost dobře možné. Dalším problémem může být nedostatečný počet pacientů zpracovávaného souboru. U každého pacienta mají audiologické křivky odlišné průběhy v návaznosti na velikost a polohu perforace. Důležitou roli hraje také úroveň sluchu před perforací, protože audiologické vyšetření jsou dostupné až po případném onemocnění. Úroveň sluchu už může být v této fázi ovlivněna v důsledku zhoršení sluchu s věkem, popř. profesním zaměřením. U modelování je také problémem zadávání materiálových charakteristik, pro membránu bubínku, bazilární membránu, ligamenta a svaly existuje značný rozptyl v hodnotách Youngových modulů a některé fyzikálně mechanické vlastnosti (absorpce stěn, viskoelasticita apod.) nejsou známy vůbec.

Příloha – použité materiálové charakteristiky

	Modul pružnosti v tahu E [Pa]
membrána bubínku	$10 \cdot 10^6$
fascie	$500 \cdot 10^6$
chrupavka	$1 \cdot 10^6$

Tabulka 1: materiálové charakteristiky membrány bubínku a použitých záplat.

Seznam použité literatury

- [1] HYBÁŠEK, I., VOKURKA, J.. *Otorinolaryngologie*. 1. Vydání. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2006.
- [2] ČOČEK, A., HAHN, A., JENEŠOVSKÝ, J., OTRUBA, L., a kol.. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2007. 392 s
- [3] SINĚLNÍKOV, R. D.. *Atlas anatomie člověka (III. díl)*, 3. vydání. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1982. 328 – 354 s.
- [4] MRÁZKOVÁ, E., RICHTEROVÁ, K., SACHOVÁ, P.. *Nedoslýchavost a možnosti léčby z pohledu otorinolaryngologa*. Dostupné z WWW: <http://www.solen.cz/pdfs/lek/2010/02/04.pdf>.
- [5] VOHLÍDKOVÁ, M.. *Poruchy sluchu ve stáří*. Dostupné z WWW: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2009/06/09.pdf>.
- [6] LENERT, R.. *Chirurgické řešení retrakčních kapes u chronické mediotitidy u dětí pomocí chrupavčitých štěpů*. Dizertační práce. Brno: MU Brno, 2008. 55 s. Dostupné z WWW: http://is.muni.cz/th/49985/lf_d/retr._kapsy_-_korekce_skolitelem-3.WM.pdf.
- [7] ČERNÝ, E., BETKA, J.. *Atlas chirurgie ucha*. 1. vydání. Praha: Victoria Publishing, 1996. 190 s.
- [8] DUŠEK, D.. *Modelování mechaniky lidského sluchu pomocí MKP*. Dizertační práce. Brno: VUT Brno, 2006. 170 s.
- [9] OUALI, B.. *Development of 2D finite element model of human ear*. Bakalářská práce. Brno: VUT Brno, 2009. 32 s.
- [10] VOSS, S., E., ROSOWSKI, J., J., MERCHANT, S., N., PEAKE, W., T.. *How Do Tympanic Membrane Perforations Affect Human Middle-Ear Sound Transmission?*. Assoc. Res. Otolaryngol. Abs, 1997.
- [11] DOKLÁDAL, M., PÁČ, L.. *Anatomie člověka III.*, 1. Vydání. Brno: MU Brno, 2000. 69 – 103 s.
- [12] SYKA, J., VOLDŘICH, L., VRABEC, F.. *Fyziologie a patofyziologie zraku a sluchu*, Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1981.
- [13] WADA, H.. *Middle ear mechanics from the standpoint of dynamics*. Sevent international congress on sound and vibrafon, 4-7 July 2000, Garmisch - Partenkirchen, Germany.
- [14] SLAVÍK, J.. *Počítačové metody mechaniky*. Brno: VUT Brno, 2001.56 – 86s.
- [15] *Základy fyziologické akustiky, audiometrie*. Dostupné z WWW: <http://ulb.upol.cz/praktikum/audnav.pdf>
- [16] PELLANT, K., STRAKA, M., DUŠEK, D., MEJZLÍK, J.. *Srovnání audiologie a modelování sluchu pomocí MKP*. 16th International acoustic conference, Kočovce 30. – 31. Květen 2011
- [17] LEVIN, B., REDMONT, S., L., RAJKOWA, R., EIKELBOOM, R., H., MARANO, R., J., ATLAS, M., D.. *Preliminary results of the application of silk fibroin scaffold to otology*. The Australian Supplement to Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2010.