

# Ajuste de um modelo de parâmetros concentrados da orelha média usando diferentes funções objetivo

Lobato, L. C.<sup>1,\*</sup> ; Bavaresco, I.<sup>1</sup>; Paul, S.<sup>1</sup> ; Cordioli, J.<sup>1</sup> 

<sup>1</sup> Laboratório de Vibrações e Acústica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC,

\*lucascostalobato@gmail.com

## Resumo

Modelos de parâmetros concentrados têm servido ao estudo da dinâmica orelha média humana desde a metade do século XX. Em geral, o ajuste dos modelos é fundamentado em dados experimentais, sendo que ele pode ser feito a partir de uma função de objetivo único ou que envolve múltiplos objetivos. O ajuste dos parâmetros físicos por uma função de objetivo único pode interferir na representatividade dos modelos, fazendo-os menos capazes de corresponder à fisiologia da orelha média normal e sob condições patológicas. Este artigo apresenta um modelo de parâmetros mecânicos concentrados da orelha média humana e um estudo sobre o ajuste deste modelo, preliminarmente, por otimização única de cada grandeza dinâmica proposta, seguida por uma otimização com múltiplos objetivos destas grandezas. As soluções obtidas são, então, comparadas a dados experimentais de referência a fim de avaliar a melhor representatividade do modelo a partir de um ajuste multiobjetivo.

**Palavras-chave:** orelha média, modelo matemático, ajuste, funções objetivo.

**PACS:** 43.64.Ha, 43.64.Wn, 43.66.Ba, 43.70.Aj.

## Fitting of a lumped-element model of the human middle ear using different objective functions

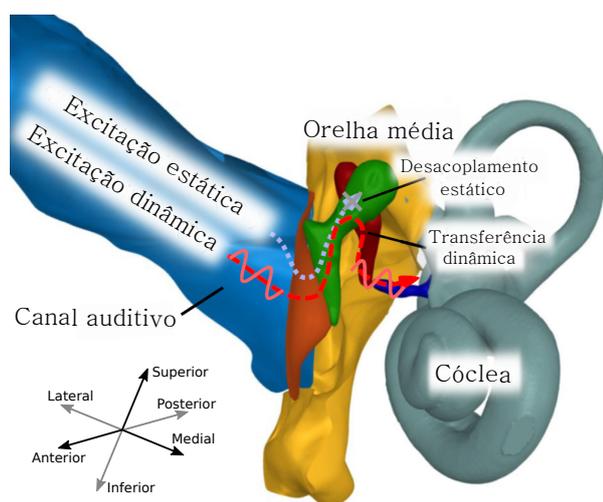
### Abstract

Lumped parameter models have served to study the dynamics of the human middle ear since the mid-twentieth century. Generally, these models can be fitted using experimental data, which can be gathered using a single or multiple-objective function. However, adjusting for physical parameters using a single objective function may interfere with model representativeness. As such, such models become less capable of corresponding to typical physiology of the middle ear under normal and pathological conditions. This article presents a mechanical lumped parameter model of the human middle ear and a study on its adjustment, preliminarily found using the single optimization of each proposed dynamic quantity, followed by a multiple-objective optimization of these quantities. The results obtained are then compared with experimental reference data in order to evaluate the model's best representativeness using a multi-objective adjustment.

**Keywords:** middle-ear, mathematical model, fitting, objective functions.

## 1. INTRODUÇÃO

A audição é um dos sentidos do ser humano e, por tal, contribui para a percepção e interação com o mundo ao seu redor, desempenhando, juntamente com a fala, papel fundamental em determinadas formas de comunicação. O sistema auditivo, parte do corpo associada à audição, é composto por dois subsistemas: o periférico e o central. O primeiro é responsável por receber um evento sonoro e transformá-lo em impulso elétrico, encaminhando-o ao sistema central de audição. Esse, por sua vez, é responsável por transformar os impulsos nervosos em evento auditivo, e suas respectivas sensações. O sistema periférico pode, ainda, ser dividido em três partes, chamadas de orelhas externa, média e interna [1], como ilustrado na Figura 1.



**Figura 1:** Sistema periférico da audição humana.  
 Figura adaptada de Ihrle *et al.* [2].

Nos mamíferos, a orelha média é composta por uma membrana fina de complexo arranjo fibroso chamada membrana timpânica, uma cadeia ossicular articulada formada por três ossículos (martelo, bigorna e estribo) e duas articulações, ligamentos, músculos e tendões [3], que cooperam para atender duas funções fisiológicas bem definidas. A primeira diz respeito à transmissão da energia da onda sonora proveniente da orelha externa à orelha interna na forma de vibração estrutural, realizando a adaptação de impedâncias severamente diferentes entre esses dois sistemas. Em paralelo a isso, a orelha média protege a orelha interna de estímulo

de grande magnitude por meio de sistemas de controle de vibrações passivos e ativos [4].

Todavia, as funções fisiológicas descritas acima podem ser comprometidas quando a orelha média encontra-se sob condições patológicas. Nesses casos, há a possibilidade de perda auditiva por condução, caracterizada pela deficiência na transmissão da energia sonora, causando diminuição da capacidade auditiva do indivíduo [5]. Segundo o relatório da Organização Mundial da Saúde (OMS) de 2017 [6], estima-se que 360 milhões de pessoas ao redor do mundo apresentam algum tipo de perda auditiva. Para um indivíduo, essa condição pode afetar atividades como a apreciação de uma música, a inserção no mercado de trabalho, o convívio social ou mesmo, em alguns casos, a redução do seu desenvolvimento cognitivo. Além disso, o relatório da OMS afirma que o tratamento de perdas auditivas representa uma parcela significativa dos custos dos sistemas de saúde pública. Portanto, ferramentas que auxiliem na compreensão do sistema auditivo saudável e sob condições patológicas são de suma importância científica com claras aplicações sociais. Nesse contexto, diversos modelos matemáticos da orelha média foram propostos nos últimos 70 anos como potenciais ferramentas para um melhor entendimento dos mecanismos envolvidos na dinâmica da orelha média, bem como para uma melhor compreensão de condições patológicas [7].

Os primeiros modelos de parâmetros concentrados da orelha média humana foram propostos na metade do século XX por Onchi [8], Moller [9] e Zwislocki [10]. Esses trabalhos apresentaram importantes contribuições, servindo de base para publicações mais recentes de grande relevância. Uma dessas publicações é de Feng e Gan [11], em que propuseram um modelo de parâmetros mecânicos concentrados da orelha média humana para calcular a transmissão sonora da membrana timpânica à orelha interna. Esse modelo foi, posteriormente, alterado por Garland [12] com o intuito de estudar como as contrações do músculo tensor timpânico afetam a dinâmica da orelha média. Também basea-

dos no trabalho de Feng e Gan [11], Rusinek *et al.* [13] propõem um modelo de parâmetros mecânicos concentrados com elementos elásticos não-lineares para analisar o acoplamento de um sensor implantável à cadeia ossicular da orelha média.

Em paralelo aos modelos de parâmetros mecânicos concentrados, modelos baseados em circuitos análogos vêm sendo utilizados para representação da dinâmica da orelha média sob diversas condições. Voss *et al.* [14] tomaram como base o modelo de Zwislocki [10] para estudar como perfurações na membrana timpânica alteram a dinâmica da orelha média. O'Connor e Puria [15] propuseram alterações nos modelos de circuitos elétricos análogos da orelha média publicados até então, e representaram a membrana timpânica como um modelo de linha de transmissão. Em trabalhos mais recentes, diversas patologias da orelha média foram modeladas por Voss *et al.* [16] e Xue *et al.* [17].

Um modelo de parâmetros concentrados apresentar parâmetros dinâmicos próximos à realidade é uma condição necessária para que se possa analisar esse modelo sob efeito de alterações que representem determinadas patologias e avaliar a transmissão sonora nesses casos. Apesar disso, há poucas discussões quanto ao processo de ajuste de parâmetros e validação dos modelos. Nos trabalhos supracitados, por vezes, os modelos são comparados a dados experimentais em termos de uma única característica dinâmica da orelha média, minimizando a diferença entre resposta do modelo e do experimento por meio de uma única função objetivo [11, 15]. Há, ainda, trabalhos em que o processo de validação do modelo nem sequer é discutido [12, 16, 18]. Baseado nisso, o objetivo do presente trabalho é avaliar o processo de ajuste e validação de modelos de parâmetros concentrados da orelha média humana por meio de otimizações com diferentes funções objetivo. Ademais, pretende-se avaliar como um ajuste baseado em uma validação multiobjetivo aumenta a robustez de um modelo de parâmetros concentrados da orelha média humana.

## 2. MÉTODOS

Nesta seção, o modelo de parâmetros concentrados da orelha média (OM) humana é detalhado. Em seguida, os processos de ajuste dos parâmetros mecânicos e geométricos via otimização de função objetivo único e multiobjetivo são apresentados.

### 2.1 Modelo de parâmetros concentrados

O modelo matemático da OM utilizado neste trabalho é uma adaptação do modelo de parâmetros concentrados proposto por Feng e Gan [11]. O modelo apresenta quatro graus de liberdade (GL) que representam os deslocamentos de translação unidimensionais da membrana timpânica e dos três ossículos, negligenciando movimentos rotacionais. A Figura 2 apresenta o esquema do modelo de parâmetros concentrados no qual as massas representam a membrana timpânica ( $m_1$ ), o martelo ( $m_2$ ), a bigorna ( $m_3$ ) e o estribo ( $m_4$ ). Os elementos de rigidez ( $k_i$ ) e de amortecimento ( $c_i$ ) com índices 2, 4 e 6 representam a conexão entre a membrana timpânica e o martelo, a articulação incudomaleolar (IMJ) e articulação incudoestapedia (ISJ), respectivamente. Os elementos de rigidez e de amortecimento com índices 1, 3 e 5 representam os ligamentos e tendões que suportam a membrana timpânica e a cadeia ossicular na cavidade da OM. Finalmente, os parâmetro de rigidez  $k_7$  e de amortecimento  $c_7$  modelam a impedância da cóclea que age no estribo, o tendão estapedia e o ligamento anular do estapédio.

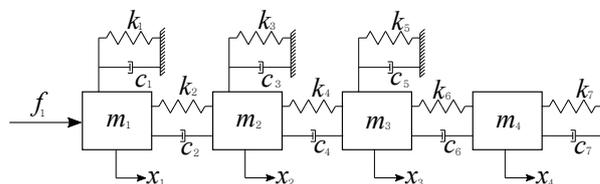


Figura 2: Modelo de parâmetros concentrados da OM.

Após o equacionamento das matrizes de massa  $[M]$ , de rigidez  $[K]$  e de amortecimento  $[C]$ , o deslocamento de cada GL é obtido por meio da solução das equações de movimento, que são escritas em forma matricial como:

$$[M]\{\ddot{x}\} + [C]\{\dot{x}\} + [K]\{x\} = \{f\}, \quad (1)$$

sendo  $\{x\}$  o vetor deslocamento de todos os GLs e  $f$  o vetor excitação, definido como  $\{f\}^T = \{(A_{MT}p_{MT}), 0, 0, 0\}$ ,  $A_{MT}$  a área da membrana timpânica e  $p_{MT}$  a pressão sonora incidente sobre ela.

A solução da Equação 1 pode ser obtida por meio do método modal, definido pela superposição das formas modais e das frequências naturais obtidas a partir do problema dos autovalor do sistema não-amortecido. Neste caso, as matrizes  $[M]$  e  $[K]$  são diagonalizadas levando às matrizes modais  $[M^m] = [I]$  e  $[K^m] = [\Omega]$ , sendo  $[I]$  matriz identidade e  $[\Omega]$  matriz de autovalores, isto é, o quadrado das frequências naturais em [rad/s], e onde assumiu-se que os autovetores estão normalizados pela massa.. Além disso, para considerar o amortecimento, deve-se assumir um modelo de amortecimento para desacoplar o sistema de equações, tal como  $[C^m] = \eta_n \omega_n$  para seus elementos diagonais e zero para os demais. Então, assumindo movimento harmônico, tal que  $x(t) = Xe^{i\omega t}$  e  $F(t) = Fe^{i\omega t}$ , sendo  $X$  e  $F$  amplitudes complexas, e solucionando a Equação 1 pelo método modal tem-se

$$X_i(\omega) = \sum_{n=1}^{N_n} \frac{\varphi_{in}\varphi_{jn}}{[K_{nn}^m] - \omega^2[M_{nn}^m] + i\omega[C_{nn}^m]} F_j(\omega), \quad (2)$$

sendo  $N_n$  o número de modos assumidos,  $\varphi_{in}$  e  $\varphi_{jn}$  as  $i$ -ésima e  $j$ -ésima formas modais associados à  $n$ -ésima frequência natural  $\omega_n$  do sistema,  $nn$  o índice que representa a diagonal dos elementos relativos ao  $n$ -ésimo modo e  $i = \sqrt{-1}$ . Para todos os resultados calculados neste trabalho, considerou-se a sobreposição dos quatro modos presentes no modelo, ou seja,  $N_n = 4$ .

## 2.2 Grandezas para caracterização da dinâmica da orelha média

Diversas grandezas são usadas para caracterização do comportamento dinâmico da OM humana na literatura. Dentre essas, quatro grandezas ganham destaque por seus usos, tanto para caracterização dinâmica quanto pela aplicabilidade clínica [18–20], são elas: as funções resposta em frequência de velocidade da platina do estribo  $H_{PE}$  e da velocidade da membrana

timpânica  $H_{MT}$ , a impedância de entrada da OM ao final do meato acústico externo  $Z_{OM}$  e o coeficiente de reflexão, também chama de reflectância, ER. A função resposta em frequência de velocidade da platina do estribo  $H_{PE}$  é definida como a velocidade de vibração  $v_{PE}$  da platina do estribo, parte conectada à janela oval do vestíbulo coclear, normalizada pela pressão sonora próxima à membrana timpânica  $p_{MT}$ , dada como

$$H_{PE}(f) = \frac{v_{PE}(f)}{p_{MT}(f)} \text{ mm/s/Pa}. \quad (3)$$

Para o cálculo de  $H_{PE}$  por meio do modelo apresentado na Seção 2.1, toma-se  $p_{MT} = 1$  e  $v_{PE} = i\omega x_4$ . A FRF  $H_{MT}$ , por sua vez, é definida de forma semelhante, porém relacionando a velocidade de vibração  $v_{MT}$  da membrana timpânica – geralmente na posição do umbo, região central da membrana timpânica – e pressão sonora próxima a ela, dada como

$$H_{MT}(f) = \frac{v_{MT}(f)}{p_{MT}(f)} \text{ mm/s/Pa}. \quad (4)$$

Nesse caso, usa-se  $v_{MT} = i\omega x_1$  para o cálculo de  $H_{MT}$  via modelo. A impedância  $Z_{OM}$  nada mais é do que a impedância acústica da OM vista pela onda sonora no final do meato acústico externo, definida como

$$Z_{OM}(f) = \frac{p_{MT}(f)}{A_{MT}v_{MT}(f)} \text{ Ns/m}^5, \quad (5)$$

sendo  $A_{MT}$  a área da membrana timpânica. Por fim, a reflectância de energia ER é calculada a partir da impedância  $Z_{OM}$  como,

$$ER(f) = \left| \frac{Z_{OM}(f)A_{MT} - Z_{ar}}{Z_{OM}(f)A_{MT} + Z_{ar}} \right|^2 = |R(f)|^2, \quad (6)$$

sendo  $Z_{ar}$  a impedância característica do ar presente no meato acústico externo e  $R$  o coeficiente de reflexão. A reflectância de energia ER varia entre 0 e 1, sendo que 0 corresponde à transmissão total da energia sonora do meato acústico externa à OM e 1 corresponde à reflexão total.

### 2.3 Ajuste de modelo com objetivo único

Na literatura, é comum observar modelos nos quais seus parâmetros são ajustados manualmente ou, por vezes, ajustado com algum processo de otimização, porém com objetivo único [11, 13, 15–17]. Por esta razão, neste trabalho optou-se por analisar como o processo de otimização com objetivo único pode afetar a robustez e representatividade do modelo. Para isso, o modelo de parâmetros concentrados da OM foi primeiramente ajustado com processos de otimização com objetivos únicos. Cada processo considerou uma função objetivo diferente, com a intenção de minimizar a diferença entre o resultado do modelo em relação a um dado experimental.

Como referência para o cálculo das funções objetivos, foram coletados quatro dados experimentais do trabalho de Merchant *et al.* [21], referentes as grandezas apresentadas na Seção 2.2. Esses dados foram coletados a partir da digitalização dos gráficos presentes na publicação mencionada. Vale notar que a análise proposta neste trabalho só é possível porque esses dados experimentais dizem respeito a uma única orelha. Caso os dados fossem provenientes de diferentes amostras, não poderia se exigir que um modelo representasse bem todos os dados experimentais, uma vez que diferentes amostras apresentam grandes incertezas entre si [22]. Por outro lado, uma vez que os dados vêm de uma única amostra, espera-se que um modelo representativo consiga reproduzir todos os dados experimentais, e não apenas um deles.

Para realização do ajuste com objetivo único, foi utilizado o algoritmo de otimização *nonlinear least-squares* `lsqnonlin.m`, função nativa do *software* Matlab. Para esse processo de otimização, é necessário definir um conjunto de parâmetros iniciais. Esses parâmetros iniciais foram definidos a partir de nossos trabalhos recentes [22, 23], e são apresentados na primeira coluna de valores da Tabela 1. Por outro lado, o dado inicial para área da membrana timpânica foi baseado nos dados experimentais de De Greef *et al.* [3]. No processo de otimização, os limites inferiores e superiores desses parâ-

metros foram definidos como uma variação de até 70% para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento, e 50% para a área de membrana timpânica.

Por fim, é necessário a definição de uma função objetivo a ser minimizada pelo algoritmo de otimização. Neste trabalho, foram definidas quatro funções objetivos, baseadas nas grandezas definidas na Seção 2.2. Destaca-se que no ajuste com objetivo único, o processo foi realizado quatro vezes, utilizando as funções objetivo separadamente. Matematicamente, as quatro funções objetivas são dadas como:

$$F_{\text{Obj } 1}(f) = \left| |H_{\text{PE}}^{\text{Mod}}(f)| - |H_{\text{PE}}^{\text{Exp}}(f)| \right|, \quad (7)$$

$$F_{\text{Obj } 2}(f) = \left| |H_{\text{MT}}^{\text{Mod}}(f)| - |H_{\text{MT}}^{\text{Exp}}(f)| \right|, \quad (8)$$

$$F_{\text{Obj } 3}(f) = \left| |Z_{\text{OM}}^{\text{Mod}}(f)| - |Z_{\text{OM}}^{\text{Exp}}(f)| \right|, \quad (9)$$

e

$$F_{\text{Obj } 4}(f) = \left| \text{ER}^{\text{Mod}}(f) - \text{ER}^{\text{Exp}}(f) \right|, \quad (10)$$

sendo que os sobrescritos Mod e Exp indicam os dados teóricos obtidos pelo modelo e experimentais, respectivamente.

### 2.4 Ajuste de modelo com multiobjetivo

Posteriormente aos processos do otimização com objetivo único, foi implementado um processo de otimização multiobjetivo para analisar um possível aumento da representatividade do modelo ajustando os parâmetros com mais de uma função objetivo simultaneamente. Nesse, o algoritmo de otimização `lsqnonlin.m` também foi utilizado. A função objetivo para o processo de ajuste de modelo com multiobjetivo é definida como a minimização das funções objetivos apresentadas nas Equações 7, 8, 9 e 10 simultaneamente. Matematicamente, pode-se definir a função multiobjetivo  $F_{\text{mul-obj}}$  como

$$F_{MObj} = w_1 F_{Obj 1} \parallel w_2 F_{Obj 2} \parallel w_3 F_{Obj 3} \parallel w_4 F_{Obj 4}, \quad (11)$$

sendo  $w_1, w_2, w_3$  e  $w_4$  os pesos atribuídos a cada função objetivo para corrigir as diferentes ordens de grandeza de cada função. Essa diferença de ordem de grandeza pode ser notada na Figura 3. Uma vez que os pesos foram definidos em relação à  $F_{Obj 1}$ ,  $w_1, w_2, w_3$  e  $w_4$  são dados por

$$w_1 = 1, \quad (12)$$

$$w_2 = \frac{\sum_{i=1}^N |H_{PE}^{Exp}(f_i)|}{\sum_{i=1}^N |H_{MT}^{Exp}(f_i)|}, \quad (13)$$

$$w_3 = \frac{\sum_{i=1}^N |H_{PE}^{Exp}(f_i)|}{\sum_{i=1}^N |Z_{OM}^{Exp}(f_i)|}, \quad (14)$$

e

$$w_4 = \frac{\sum_{i=1}^N |H_{PE}^{Exp}(f_i)|}{\sum_{i=1}^N ER^{Exp}(f_i)}, \quad (15)$$

sendo  $N$  o número de pontos na frequência.

No ajuste multiobjetivo, também foram usados como limites inferiores e superiores uma faixa de variação de até 70% para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento, e 50% para a área de membrana timpânica com relação aos parâmetros iniciais. Entretanto, diferente do processo de ajuste com objetivo único, no processo de ajuste multiobjetivo foram utilizados como parâmetros iniciais os parâmetros obtidos no processo de ajuste usando a função objetivo única  $F_{Obj 1}$  (segunda coluna de valores da Tabela 1). Foram usados estes, pois foi o conjunto de parâmetros que proveu o melhor resultado de ajuste multiobjetivo, como discutido na Seção 3.

### 3. RESULTADOS

A Tabela 1 reúne os parâmetros iniciais bem como os parâmetros obtidos nos ajustes de objetivo único e no ajuste multiobjetivo. Os conjuntos de parâmetros obtidos com as funções de ob-

jetivo único  $F_{Obj 1}, F_{Obj 2}, F_{Obj 3}$  e  $F_{Obj 4}$  foram utilizados para calcular as respostas apresentadas na Figura 3 (a), Figura 3 (b), Figura 3 (c) e Figura 3 (d), respectivamente. Em cada uma destas figuras as magnitudes de  $H_{PE}, H_{MT}, Z_{OM}$  e  $ER$  obtidas com o modelo são comparadas aos dados experimentais de Merchant *et al.* [21]. Ainda, o erro médio na frequência entre as respostas do modelo e os dados experimentais foi calculado como

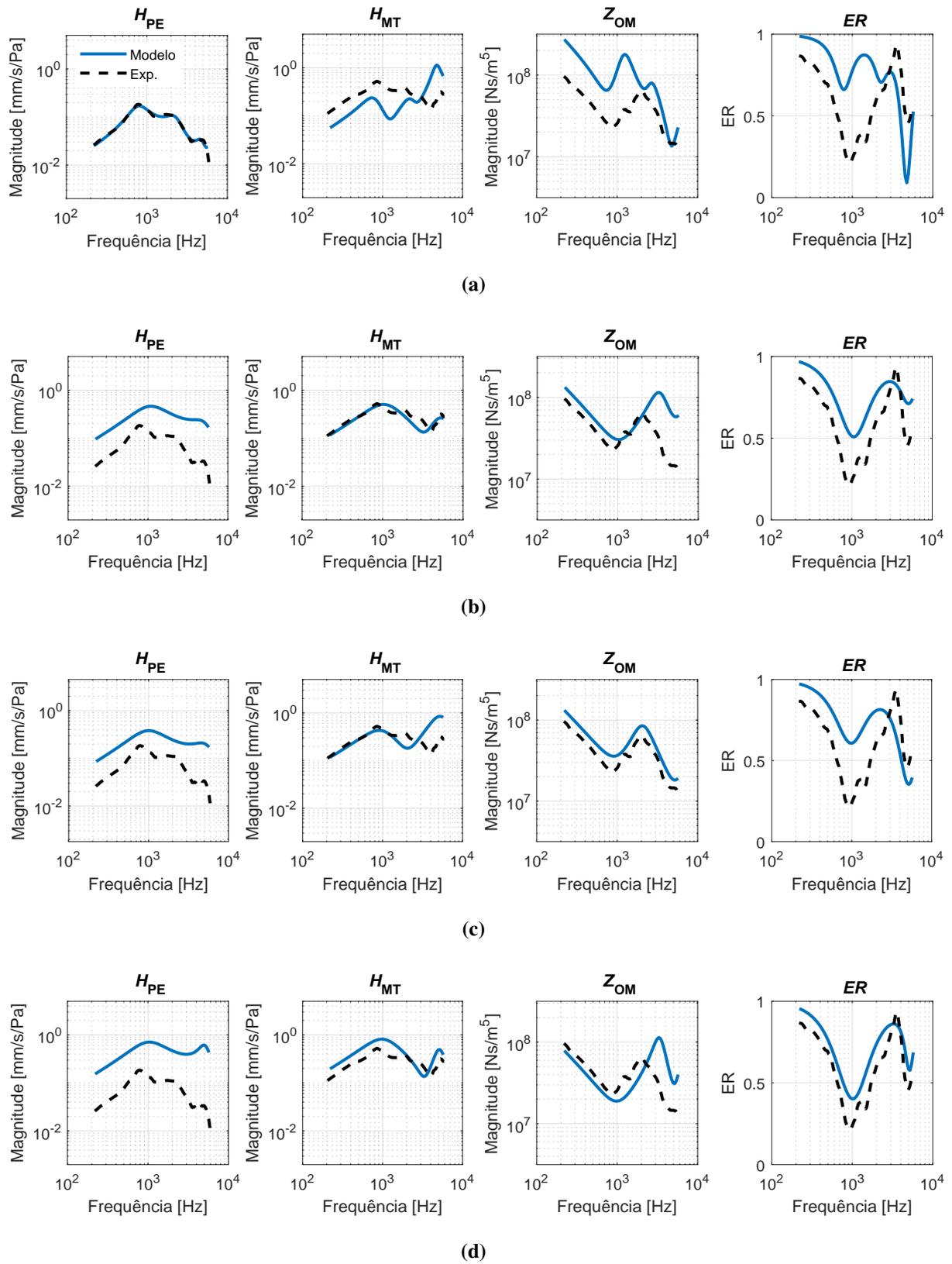
$$E_m = \frac{\sum_{i=1}^N |10\log(X^{Mod}(f_i)) - 10\log(X^{Exp}(f_i))|}{N}, \quad (16)$$

sendo  $X^{Mod}(f_i)$  e  $X^{Exp}(f_i)$  a magnitude de uma dada resposta do modelo e experimento, respectivamente, para  $i$ -ésima frequência. Os erros de cada ajuste com objetivo único, bem como o ajuste multiobjetivo, são mostrados na Tabela 2. Note que a é apresentada uma média aritmética dos erros em dB e não uma média dos erros em escala linear, visto que os erros são definidos diretamente em escala dB. Nesta tabela também são mostrados a média dos erros  $E_m$  para cada função objetiva.

**Tabela 1:** Parâmetros mecânicos iniciais e ajustados com relação às otimizações com objetivos únicos e à otimização multiobjetivo, sendo  $m$  em mg,  $k$  em N/m,  $\eta$  e  $A_{MT}$  em  $mm^2$ .

Parâ- me- tro	Inicial para obj. único	$F_{Obj 1}$	$F_{Obj 2}$	$F_{Obj 3}$	$F_{Obj 4}$	$F_{MObj}$
$m_1$	3,5	5,92	5,95	3,14	1,82	8,65
$m_2$	24	40,45	72	7,20	7,20	16,83
$m_3$	26	43,93	78	16,06	7,80	18,94
$m_4$	2,6	4,13	0,78	0,91	0,78	2,23
$k_1$	200	60	60	60	62	22
$k_2$	9700	4277	8847	3789	1081	5222
$k_3$	960	1073	288	475	298	415
$k_4$	10000	4032	6658	1087	4809	2513
$k_5$	200	149	65	75	62	193
$k_6$	10000	3009	5641	1013	3090	1371
$k_7$	1160	1333	611	438	361	2174
$\eta_1$	0,60	0,52	1,02	1,02	0,95	0,87
$\eta_2$	0,35	0,42	0,59	0,59	0,44	0,72
$\eta_3$	0,20	0,32	0,34	0,34	0,06	0,57
$\eta_4$	0,10	0,16	0,17	0,15	0,03	0,04
$A_{MT}$	65,00	57,9	68,65	77,8	78,00	85,38

Os resultados obtidos a partir do ajuste com a função objetivo única  $F_{Obj 1}$  mostram um ótimo ajuste em relação à magnitude de  $H_{PE}$ , resultando em um erro médio de 0,23 dB entre mo-



**Figura 3:** Magnitude das características dinâmicas da orelha média computadas com parâmetros mecânicos ajustados a partir das otimizações com objetivo único, sendo (a)  $F_{Obj\ 1}$ , (b)  $F_{Obj\ 2}$ , (c)  $F_{Obj\ 3}$  e (d)  $F_{Obj\ 4}$ . Os dados experimentais foram coletados do trabalho de Merchant *et al.* [21].

**Tabela 2:** Erros médios entre modelos e os dados experimentais de referência de [21] com relação às otimizações com objetivos únicos e à otimização multiobjetivo.

Erros médios dB	$F_{Obj\ 1}$	$F_{Obj\ 2}$	$F_{Obj\ 3}$	$F_{Obj\ 4}$	$F_{MObj}$
$E_m(H_{PE})$	0,23	5,48	5,67	7,23	0,64
$E_m(H_{MT})$	3,21	0,75	1,49	1,44	0,64
$E_m(Z_{OM})$	3,38	2,28	0,79	1,73	1,56
$E_m(ER)$	2,04	1,30	1,51	0,80	1,30
Média	2,21	2,45	2,36	2,80	1,04

delo e experimento. Entretanto, pode-se observar na Figura 3 (a) que o modelo não é capaz de representar bem as demais grandezas. Isso fica mais evidente com os resultados e erro médio presentes na Tabela 2, sendo que os erros para  $H_{MT}$ ,  $Z_{OM}$  e ER foram 3,21, 3,38 e 2,04 dB, respectivamente. Esse resultado mostra que, de fato, um modelo ajustado com relação a uma única grandeza pode gerar um conjunto de parâmetros que, apesar de se ajustar de maneira ótima a uma grandeza, gera erros consideráveis em relação a outras.

Diferentemente da função  $F_{Obj\ 1}$ , as demais funções de objetivo único mostraram bons ajustes não só para uma grandeza. Observa-se, na Figura 3 (b), que os resultados obtidos para função de objetivo único  $F_{Obj\ 2}$  proporcionam também um resultado ótimo para  $H_{MT}$  e bons ajustes para  $Z_{OM}$  e ER, com erros médios de 2,28 e 1,30 dB, respectivamente. Porém, o modelo compromete a representação de  $H_{PE}$ , com um erro médio de 5,48 dB. Isso se repete para as funções de objetivo único  $F_{Obj\ 3}$  e  $F_{Obj\ 4}$ , para as quais o modelo apresenta ajustes ótimos para  $Z_{OM}$  e ER, e bons resultados para  $H_{MT}$ . Porém, a resposta  $H_{MT}$  fica comprometida novamente. Os erros médios evidenciam isso, mostrando erros menores que 2 dB para  $H_{MT}$ ,  $Z_{OM}$  e ER e maiores que 5 dB para  $H_{PE}$ , quando ajustados com as funções  $F_{Obj\ 3}$  e  $F_{Obj\ 4}$ .

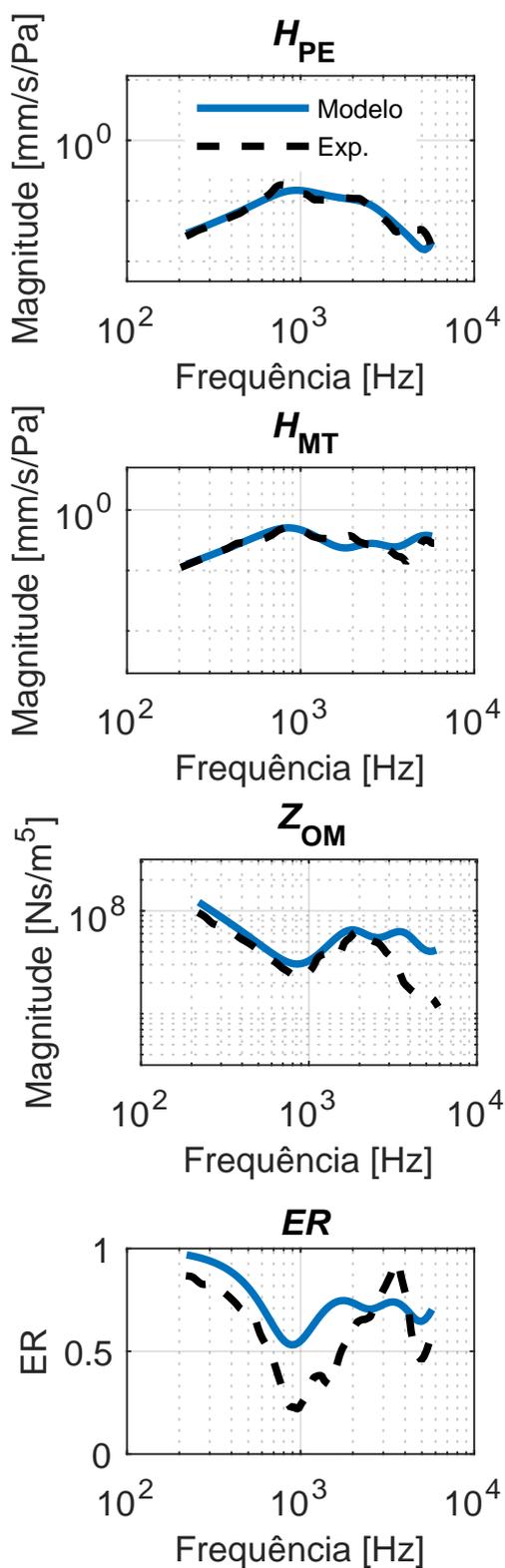
Apesar das diferenças comentadas acima com relação às funções de objetivo único, os quatro ajustes apresentaram médias dos erros médios bastante semelhantes, estando entre 2,21 dB e 2,80 dB. Por outro lado, com o ajuste dos parâmetros a partir de uma função multiobjetivo, com descrito na Seção 2.4, obtiveram-se resultados consideravelmente melhores. A Figura 4 mostra a magnitude das características dinâmi-

cas da OM computadas com parâmetros mecânicos ajustados a partir da otimização multiobjetivo comparado aos dados experimentais de Merchant *et al.* [21].

Com o ajuste multiobjetivo, ambas magnitudes de  $H_{PE}$  e  $H_{MT}$  computadas com o modelo se aproximam aos dados experimentais em toda a faixa de frequência analisada. Isso fica claro com os erros médios de 0,64 dB para as duas grandezas. Para  $Z_{OM}$ , o resultado teórico é bastante próximo ao experimental até, pelo menos, 3 kHz onde o resultado teórico começa a divergir do experimental. Por último, o resultado teórico de ER apresenta uma diferença em relação ao dado experimental em toda a faixa de frequência. Porém, apesar dessas diferenças, os erros médios para  $Z_{OM}$  e ER foram de 1,56 e 1,30 dB, respectivamente. A média dos erros médios obtidos com o ajuste dos parâmetros por uma função multiobjetivo foi de 1,04 dB. Os resultados apresentados nesta seção em termos de magnitude das respostas e erros médios mostram, de maneira global, que o ajuste multiobjetivo proporciona resultados mais representativos do que ajustes via funções de objetivo único, quando comparadas a dados experimentais. A seção a seguir se dedica a debater se, apesar de os resultados em termos de magnitude das respostas serem satisfatórios, os parâmetros mecânicos ajustados resultam em valores factíveis quando comparados a dados experimentais. Discutem-se também hipóteses para as diferenças encontradas entre modelo e experimento no ajuste multiobjetivo, destacando limites da abordagem utilizada.

#### 4. DISCUSSÃO

Na presente seção serão discutidos dois aspectos dos resultados. Em primeiro lugar as diferenças encontradas entre o resultado obtido com ajuste multiobjetivo e os dados experimentais de referência são discutidas. Em seguida, a razoabilidade dos parâmetros ótimos obtidos com o ajuste multiobjetivo frente a dados experimentais é analisada.



**Figura 4:** Magnitude das características dinâmicas da orelha média computadas com parâmetros mecânicos ajustados a partir da otimização multiobjetivo. Os dados experimentais foram coletados do trabalho de Merchant *et al.* [21].

#### 4.1 Diferenças entre resultados teóricos e experimentais

Na seção anterior, mostrou-se que o ajuste dos parâmetros de um modelo da OM via funções de objetivo único pode fazer com que o modelo reproduza bem apenas uma única grandeza, em particular aquela considerada na função objetivo. Além disso, também foi visto que um ajuste de parâmetros por meio de uma função multiobjetivo pode melhorar a representatividade e robustez do modelo quando comparado a dados experimentais. Esses resultados mostram que, de fato, o ajuste de parâmetros por meio de funções de múltiplos objetivos é uma solução preferível em relação a funções de objetivos únicos. Entretanto, diferenças entre resultados teóricos e experimentais foram observadas. Para explicá-las, duas hipóteses são propostas.

A primeira hipótese diz respeito às simplificações assumidas na modelagem da OM. No modelo usado, e descrito na Seção 2.1, a membrana timpânica é assumida como um corpo rígido de massa  $m_1$ . Entretanto, a membrana timpânica é um elemento com um arranjo fibroso complexo que a torna uma estrutura anisotrópica e não-homogênea com comportamento viscoelástico [24, 25], portanto, não rígida. Além disso, as articulações IMJ e ISJ são simplificadas e representadas pelos elementos de rigidez concentrados  $k_4$  e  $k_6$ , respectivamente. Na realidade, ambas articulações são compostas por uma cápsula fibrosa, preenchidas por um líquido sinovial que, experimentalmente, apresenta comportamento viscoelástico/hiperelástico [26–28]. Por fim, o modelo de parâmetros concentrados é capaz de representar o movimento unidimensional da OM, associado a translação do estribo, conhecido como movimento de pistão (*piston-like movement*). Contudo, sabe-se que o estribo da OM tem um movimento dinâmico de pistão apenas até 2 kHz. Acima dessa frequência, outros componentes rotacionais somam-se ao translacional no seu comportamento dinâmico [18, 29, 30]. Assim sendo, essas simplificações podem fazer com que o modelo utilizado seja limitado para representar o comportamento dinâmico da OM para algumas

grandezas, em algumas frequências específicas.

A segunda hipótese está relacionada às incertezas associadas aos procedimentos experimentais, especialmente a medição de  $Z_{OM}$  e ER. Ainda que o modelo seja capaz de representar todos os detalhes do comportamento dinâmico da OM, a comparação dos resultados teóricos aos dados experimentais pode apresentar divergências, uma vez que os dados experimentais podem conter incertezas associadas ao procedimento experimental. Voss *et al.* [31] realizaram uma análise experimental das incertezas envolvidas no processo de medição de ER. Os autores observaram que a incerteza relacionada ao ponto de medição dentro do meato acústico externo, bem como a área de sua seção transversal no ponto de medição, podem ocasionar incertezas relevantes no resultado de ER. Além disso, os autores não observaram nenhum padrão que relacionasse as incertezas a faixas de frequências específicas.

Por mais que, no trabalho de Voss *et al.* [31], apenas resultados para ER sejam apresentados, estima-se que essas incertezas também estejam presentes nos resultados de  $Z_{OM}$ , uma vez que ER é calculado a partir da medição de  $Z_{OM}$  (ver Equação 6).

## 4.2 Razoabilidade dos parâmetros ótimos

Além de hipóteses que possam explicar as diferenças entre modelo e experimento, é importante discutir os parâmetros resultantes dos processos de otimização. A motivação para isso é que, apesar dos resultados dinâmicos estarem próximos dos resultados de referências, os parâmetros mecânicos descritos pela Tabela 1 podem ser não factíveis quando comparados a dados experimentais.

Quanto aos parâmetros de massa dos ossículos, pode-se observar uma variabilidade considerável entre os ajustes via objetivo único e multiobjetivo. Por exemplo, as massas do martelo e da bigorna ficaram em torno de 72 à 78 mg para  $F_{Obj 2}$  e 7 mg para  $F_{Obj 4}$ . Em ambos os casos, as massas são discrepantes aos dados experimentais de Chen *et al.* [32], que mostram que a

média da massa do martelo e da bigorna é de 24 e 26 mg, respectivamente, com desvios padrões de 1,65 e 1,56 mg. Os parâmetros ótimos de massa obtidos pelo ajuste multiobjetivo foram os que mais se aproximaram dos dados experimentais de Chen *et al.* [32], ainda que com diferenças consideráveis. Com relação à massa do estribo, as funções  $F_{Obj 2}$ ,  $F_{Obj 3}$  e  $F_{Obj 4}$  entregaram valores bastante abaixo de dados experimentais médios, como 3,57 mg para o conjunto de Chen *et al.* [32] e 2,73 mg para o conjunto de De Greef *et al.* [3]. Para massa do estribo, os valores obtidos com o ajuste multiobjetivo e  $F_{Obj 1}$  apresentaram resultados razoáveis frente aos dados experimentais.

Diferentemente dos parâmetros de massa, que podem ser diretamente relacionados às massas dos elementos da OM, os parâmetros de rigidez normalmente representam a rigidez equivalente envolvendo mais de um componente. Por exemplo, a rigidez concentrada  $k_7$  representa tanto o tendão e ligamento anular do estapédio quanto o carregamento da cóclea sobre a platina do estribo. Os parâmetros  $k_3$  e  $k_5$  representam os diversos ligamentos conectados ao martelo e bigorna [33].

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Modelos de parâmetros concentrados da OM humana vêm sendo estudados desde a metade do século XX. Desde então, é comum observar na literatura modelos ajustados a dados experimentais baseados em funções de objetivo único. Assim, o objetivo do presente trabalho se concentrou em avaliar a hipótese de que o ajuste com base em uma única grandeza, ou seja, por funções de objetivo único podem estabelecer modelos com baixa representatividade quando comparados a dados experimentais. Para isso, um modelo de parâmetros mecânicos concentrados da OM foi implementado, quatro funções de objetivo único e uma função multiobjetivo baseadas em quatro grandezas que caracterizam a dinâmica da OM foram definidas.

Os resultados apresentados neste trabalho mostram que, de fato, modelos ajustados com base

em uma única grandeza elaboram bons resultados em relação a esta grandeza, às custas de resultados com erros consideráveis para outras grandezas, quando comparadas a dados experimentais. O processo de ajuste com múltiplos objetivos implementado neste trabalho apresentou melhorias significativas no modelo, diminuindo o erro médio global se comparado aos erros médios globais obtidos com as funções de objetivo único. Ademais, observou-se limitações do modelo que podem estar associadas às simplificações assumidas ou às incertezas dos procedimentos experimentais. Além disso, o conjunto de parâmetros ótimos apresentam valores nem sempre razoáveis quando comparados a dados experimentais.

## REFERÊNCIAS

1. MOORE, B.C.J. *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Emerald, 2012. ISBN 9781780520384. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=LM9U8e28pLMC>.
2. IHRLE, Sebastian; EIBER, Albrecht; EBERHARD, Peter. Modeling of the incudo-malleolar joint within a biomechanical model of the human ear. *Multibody System Dynamics*, v. 39, n. 4, p. 291–310, Apr 2017. ISSN 1573-272X. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11044-016-9550-7>.
3. GREEF, Daniel De; BUYTAERT, Jan AN; AERTS, Johan RM; HOOREBEKE, Luc Van; DIERICK, Manuel; DIRCKX, Joris. Details of human middle ear morphology based on micro-ct imaging of phosphotungstic acid stained samples. *JOURNAL OF MORPHOLOGY*, v. 276, n. 9, p. 1025–1046, 2015. ISSN 0362-2525. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1002/jmor.20392>.
4. GOTTLIEB, Peter K.; VAISBUCH, Yona; PURIA, Sunil. Human ossicular-joint flexibility transforms the peak amplitude and width of impulsive acoustic stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 143, n. 6, p. 3418–3433, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.5039845>.
5. WILLCOX, Thomas O.; ARTZ, Gregory J. Chapter 26 - auditory system disorders. In: SCHAPIRA, Anthony H.V.; BYRNE, Edward; DIMAURO, Salvatore; FRACKOWIAK, Richard S.J.; JOHNSON, Richard T.; MI-ZUNO, Yoshikuni; SAMUELS, Martin A.; SILBERSTEIN, Stephen D.; WSZOLEK, Zbigniew K. (Ed.). *Neurology and Clinical Neuroscience*. Philadelphia: Mosby, 2007. p. 329 – 335. ISBN 978-0-323-03354-1. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323033541500304>.
6. WHO. *World Health Organization: Global Costs of Unaddressed Hearing Loss and Cost-effectiveness of Interventions*. World Health Organization, 2017. ISBN 9789241512046. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=6LOaswEACAAJ>.
7. PAOLIS, Annalisa De; BIKSON, Marom; NELSON, Jeremy T.; RU, J. Alexander de; PACKER, Mark; CARDOSO, Luis. Analytical and numerical modeling of the hearing system: Advances towards the assessment of hearing damage. *Hearing Research*, v. 349, p. 111 – 128, 2017. ISSN 0378-5955. Noise in the Military. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378595516302787>.
8. ONCHI, Yutaka. A study of the mechanism of the middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 21, n. 4, p. 404–410, 1949. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.1906527>.
9. MØLLER, Aage R. Network model of the middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 33, n. 2, p. 168–176, 1961. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.1908610>.
10. ZWISLOCKI, J. Analysis of the middle-ear function. part i: Input impedance. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 34, n. 9B, p. 1514–1523, 1962. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.1918382>.
11. FENG, B.; GAN, R. Z. Lumped parametric model of the human ear for sound transmission. *Biomechan Model Mechanobiol*, n. 3, p. 33–47, 2004.

12. GARLAND, Philip. A lumped parameter mechanical model of tensor tympani muscle contraction of the middle ear. *Proceedings of Meetings on Acoustics*, v. 11, n. 1, p. 050001, 2010. Disponível em: <https://asa.scitation.org/doi/abs/10.1121/1.3592354>.
13. RUSINEK, Rafal. Sound transmission in the first nonlinear model of middle ear with an active implant. *Mathematical Problems in Engineering*, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2020/4580467>.
14. VOSS, Susan E.; ROSOWSKI, John J.; MERCHANT, Saumil N.; PEAKE, William T. Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. II. A simple model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 110, n. 3, p. 1445–1452, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.1394196>.
15. O'CONNOR, Kevin N.; PURIA, Sunil. Middle-ear circuit model parameters based on a population of human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 123, n. 1, p. 197–211, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.2817358>.
16. VOSS, Susan E.; MERCHANT, Gabrielle R.; HORTON, Nicholas J. Effects of middle-ear disorders on power reflectance measured in cadaveric ear canals. *Ear and Hearing*, v. 33, n. 2, p. 195–208, 2012. Disponível em: [https://journals.lww.com/ear-hearing/Abstract/2012/03000/Effects\\_of\\_Middle\\_Ear\\_Disorders\\_on\\_Power.5.aspx](https://journals.lww.com/ear-hearing/Abstract/2012/03000/Effects_of_Middle_Ear_Disorders_on_Power.5.aspx).
17. XUE, Lin; LIU, Houguang; WANG, Wenbo; YANG, Jianhua; ZHAO, Yu; HUANG, Xinsheng. The role of third windows on human sound transmission of forward and reverse stimulations: A lumped-parameter approach. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 147, n. 3, p. 1478–1490, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/10.0000846>.
18. VOSS, Susan E.; ROSOWSKI, John J.; MERCHANT, Saumil N.; PEAKE, William T. Acoustic responses of the human middle ear. *Hearing Research*, v. 150, n. 1, p. 43 – 69, 2000. ISSN 0378-5955. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378595500001775>.
19. ROSOWSKI, John J.; NAKAJIMA, Hideko H.; HAMADE, Mohamad A.; MAHFOUD, Lorice; MERCHANT, Gabrielle R.; HALPIN, Christopher F.; MERCHANT, Saumil N. Ear-canal reflectance, umbo velocity, and tympanometry in normal-hearing adults. *Ear and Hearing*, v. 33, n. 1, p. 19–34, 2010. Disponível em: [https://journals.lww.com/ear-hearing/fulltext/2012/01000/Ear\\_Canal\\_Reflectance,\\_Umbo\\_Velocity,\\_and.3.aspx](https://journals.lww.com/ear-hearing/fulltext/2012/01000/Ear_Canal_Reflectance,_Umbo_Velocity,_and.3.aspx).
20. NAKAJIMA, Hideko Heidi; ROSOWSKI, John J.; SHAHNAZ, Navid; VOSS, Susan E. Assessment of ear disorders using power reflectance. *Ear and hearing*, v. 34, n. 1, p. 48–53, 2013.
21. MERCHANT, Gabrielle R.; MERCHANT, Saumil N.; ROSOWSKI, John J.; NAKAJIMA, Hideko Heidi. Controlled exploration of the effects of conductive hearing loss on wide-band acoustic immittance in human cadaveric preparations. *Hearing Research*, v. 341, p. 19 – 30, 2016. ISSN 0378-5955. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378595516300259>.
22. LOBATO, Lucas; PAUL, Stephan; CORDIOLI, Julio. Statistical analysis of the mechanical and dynamical behavior of the human middle ear from literature data review. *Submetido para publicação*, 2020.
23. LOBATO, Lucas; CORDIOLI, Julio A.; PAUL, Stephan. Lumped parameter model and Monte Carlo Simulation to study middle ear uncertainties. In: 23RD INTERNATIONAL CONGRESS ON ACOUSTICS. Deutsche Gesellschaft für Akustik, 2019. Disponível em: <https://publications.rwth-aachen.de/record/770195>.
24. VOLANDRI, G.; PUCCIO, F. Di; FORTE, P.; CARMIGNANI, C. Biomechanics of the tympanic membrane. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 7, p. 1219 – 1236, 2011. ISSN 0021-9290. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929011000224>.

25. CHENG, Tao; DAI, Chenkai; GAN, Rong Z. Viscoelastic properties of human tympanic membrane. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 2, p. 305–314, Feb 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10439-006-9227-0>.
26. KARMODY, C. S.; NORTHROP, C. C.; LEVINE, S. R. The incudostapedial articulation: new concepts. *Otol. Neurotol*, n. 30, p. 900–997, 2009. Disponível em: [https://journals.lww.com/otology-neurotology/Abstract/2009/10000/The\\_Incudostapedial\\_Articulation\\_\\_New\\_Concepts.22.aspx](https://journals.lww.com/otology-neurotology/Abstract/2009/10000/The_Incudostapedial_Articulation__New_Concepts.22.aspx).
27. IHRLE, S.; GERIG, R.; DOBREV, I.; RÖÖSLI, C.; SIM, J.H.; HUBER, A.M.; EIBER, A. Biomechanics of the incudo-malleolar-joint – experimental investigations for quasi-static loads. *Hearing Research*, v. 340, p. 69 – 78, 2016. ISSN 0378-5955. MEMRO 2015 – Basic Science meets Clinical Otology. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378595515300861>.
28. ZHANG, Xiangming; GAN, Rong Z. Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of incudostapedial joint. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, v. 10, n. 5, p. 713–726, Oct 2011. ISSN 1617-7940. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10237-010-0268-9>.
29. SIM, Jae Hoon; CHATZIMICHALIS, Michail; LAUXMANN, Michael; RÖÖSLI, Christof; EIBER, Albrecht; HUBER, Alexander M. Complex stapes motions in human ears. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, v. 11, n. 3, p. 329–341, Sep 2010. ISSN 1438-7573. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10162-010-0207-6>.
30. CALERO, Diego; LOBATO, Lucas; PAUL, Stephan; CORDIOLI, Júlio A. Analysis of the Human Middle Ear Dynamics Through Multi-body Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 142, n. 7, 05 2020. ISSN 0148-0731. 071012. Disponível em: <https://doi.org/10.1115/1.4046689>.
31. VOSS SUSAN E. HORTON, Nicholas; WOODBURY, Rebecca R.; SHEFFIELD, Kathryn N. Sources of variability in reflection measurements on normal cadaver ears. *Ear and Hearing*, v. 29, n. 4, p. 651–665, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e318174f07c>.
32. CHEN, Huayue; OKUMURA, Toshihiko; EMURA, Shoichi; SHOUMURA, Shizuko. Scanning electron microscopic study of the human auditory ossicles. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, v. 190, n. 1, p. 53 – 58, 2008. ISSN 0940-9602. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0940960207000866>.
33. LEMMERLING, M M; STAMBUK, H E; MANCUSO, A A; ANTONELLI, P J; KUBILIS, P S. Ct of the normal suspensory ligaments of the ossicles in the middle ear. *American Journal of Neuroradiology*, American Journal of Neuroradiology, v. 18, n. 3, p. 471–477, 1997. ISSN 0195-6108. Disponível em: <http://www.ajnr.org/content/18/3/471>.