

Rev. Int. Mét. Num. Cál. Dis. Ing.  
Vol. 23, 2, 177-187 (2007)

---

Revista Internacional de  
Métodos Numéricos para  
Cálculo y Diseño en Ingeniería

---

## Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido médio

Fernanda Gentil

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto  
Clínica ORL – Dr. Eurico de Almeida, Widex  
Department of Mechanical Engineering and Industrial Management  
Rua Dr Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 508 1491; Fax: 351 22 508 2201  
e-mail: fgentil@clix.pt

Renato M. Natal Jorge

IDMEC-Polo FEUP, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto  
Department of Mechanical Engineering and Industrial Management  
Rua Dr Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 508 1491; Fax: 351 22 508 2201  
e-mail: rnatal@fe.up.pt

António J. Mendes Ferreira

INEGI, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto  
Department of Mechanical Engineering and Industrial Management  
Rua Dr Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 508 1705; Fax: 351 22 508 1538  
e-mail: ferreira@fe.up.pt

Marco P. Lages Parente

IDMEC-Polo FEUP, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto  
Department of Mechanical Engineering and Industrial Management  
Rua Dr Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 508 1491; Fax: 351 22 508 2201  
e-mail: mparente@fe.up.pt

Miguel Moreira

INEGI, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto  
Department of Mechanical Engineering and Industrial Management  
Rua Dr Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 508 1705; Fax: 351 22 508 1538  
e-mail: miguel.moreira@inegi.up.pt

Eurico de Almeida

Clínica ORL – Dr. Eurico de Almeida  
Av da Boavista, 117, 6º Sala 606, 4050-115 Porto, Portugal  
Tel.: 351 22 600 6000; Fax: 351 22 600 1525  
E-mail: clinicaorlea@mail.telepac.pt

### Sumário

O sistema auditivo comporta complexos fenómenos, entre eles o biomecânico. O ouvido médio é constituído pelos ossículos, martelo, bigorna e estribo, dos quais derivam ligamentos, músculos e tendões. A energia sonora é captada pelo pavilhão, canal auditivo externo e tímpano, sendo transformada em energia mecânica e transmitida aos ossículos. Neste trabalho efectuou-se a modelação do ouvido médio e respectivos ligamentos pelo Método dos Elementos Finitos, sendo a ligação entre ossículos efectuada por um modelo de contacto. A modelação dos ligamentos foi realizada pela utilização de uma formulação material baseada num modelo hiperelástico. Efectuaram-se estudos relativamente aos campos de deslocamentos, na membrana timpânica e na platina do estribo, assim como, as rotações verificadas na platina do estribo. Analisou-se ainda o campo de tensões induzidas nos ligamentos ao exterior da cadeia ossicular. Os estudos foram realizados para vários coeficientes de atrito entre os ossículos e para diferentes valores de pressão aplicados à membrana timpânica. A análise dos resultados obtidos permitiu concluir que a simulação da ligação entre os ossículos pode ser abordada com base numa formulação de contacto com atrito, podendo ser considerada como uma ligação quase rígida.

**Palavras-chave:** *Biomecânica, Elementos finitos, Ouvido médio, Atrito.*

## STUDY OF THE EFFECT OF FRICTION BETWEEN THE OSSICLES OF THE MIDDLE EAR

### Summary

The human ear is a complex biomechanical system and is divided by three parts: outer, middle and inner ear. The middle ear is formed by three ossicles (malleus, incus and stapes), ligaments, muscles and tendons, that amplify the sound, sending the sound waves to the inner ear.

In this work, a finite element modelling of the middle ear and ligaments was made. The connection between ossicles was achieved using contact formulation. The modelling of ligaments was based in a hyperelastic model. Studies based in the displacement field of the eardrum and footplate were made, as well as the rotation of the footplate. The stress field in the ligaments to the exterior of the ossicular chain was still analyzed. These studies were done for different friction rates, between the ossicles, and for different acoustic pressure values applied in the eardrum. We can conclude that the connection between the ossicles may be assigned by contact formulation including friction. For simulation proposes, we can assume a quasi-rigid connection between ossicles.

**Keywords:** *Biomechanics, Finite elements, Middle ear, Friction.*

### INTRODUÇÃO

A audição é um dos cinco sentidos do ser humano e um dos mais importantes para a sua vida em sociedade ou até para a sua sobrevivência. A sua perda pode induzir uma deficiência severamente incapacitante. As várias deficiências detectadas ao nível da audição podem ser agrupadas em três tipos<sup>1</sup>: neurosensorial, condução e mista.

A surdez neurosensorial está relacionada com problemas ao nível do ouvido interno e nervo auditivo, como seja, presbiacusia, traumatismo acústico, doença de Ménière, otosclerose coclear, ototóxicos e outros<sup>2</sup>.

A surdez de condução relaciona-se com problemas ao nível do ouvido externo e ouvido médio, impedindo ou dificultando a passagem da onda sonora, transformada aí em energia mecânica. A surdez mista, como o próprio nome indica, trata-se de uma surdez com os dois componentes, de condução e neurosensorial<sup>1</sup>.

Os casos que provocam, mais frequentemente, surdez de condução são<sup>1</sup>: cerúmen e corpos estranhos ao nível do canal auditivo externo, infecções do ouvido externo e médio de origem vírica ou bacteriana, perfuração timpânica, timpanosclerose, agenesia do pavilhão auricular, atresia do canal auditivo externo, quistos e tumores (benignos ou malignos) e ainda otosclerose (crescimento de osso em torno da janela oval, imobilizando a base do estribo). O problema pode ser analisado por aplicação dos fundamentos da mecânica, podendo ser resolvido, a maior parte das vezes, por tratamento médico ou intervenção cirúrgica. No caso da otosclerose há necessidade de recorrer à aplicação de próteses mecânicas, para assim garantir a transmissão da onda sonora<sup>3</sup>.

Actualmente, esta intervenção, nos casos em que se procede à substituição de determinado elemento (ossículo) por uma prótese, é efectuada com base em procedimentos não compatíveis com uma realização do tipo “feito à medida” para um dado paciente e para um determinado momento, como seria desejável. Esta incompatibilidade resulta do complexo mecanismo que permite transmitir o movimento da membrana timpânica à janela oval, originando uma ausência de rigor no conhecimento, que será necessário para se proceder à inserção da prótese mais adequada num dado paciente e em determinado momento. Torna-se, portanto, muito pertinente, a realização de estudos mais aprofundados quanto ao funcionamento da transmissão do som pelo ouvido médio, e a sua modelação numa forma aproximada à situação real, podendo auxiliar positivamente essa mesma transmissão.

O presente trabalho, pretendendo contribuir para esse estudo, efectuou a modelação do ouvido médio com base no Método dos Elementos Finitos. Para o efeito, apresenta-se um modelo sólido tridimensional aproximado, correspondente a um ouvido médio normal.

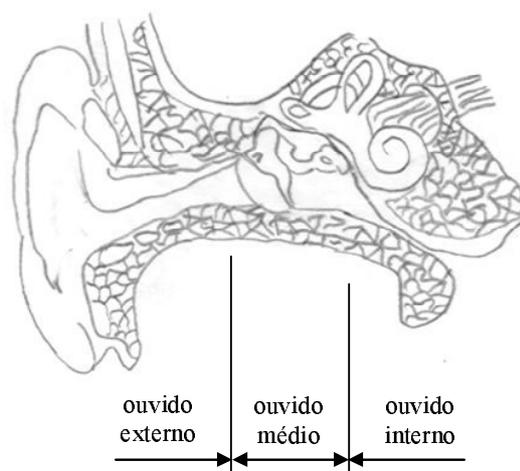
Neste modelo incluí-se a membrana timpânica e o conjunto de ossículos com os respectivos ligamentos ao exterior da cadeia ossicular. A discretização dos ossículos foi realizada por intermédio de elementos finitos tetraédricos. Os ligamentos ao exterior da cadeia ossicular foram modelados por intermédio de elementos unidimensionais admitindo-se um comportamento hiperelástico. A simulação foi realizada com base no programa ABAQUS/Standard, sendo utilizadas as propriedades mecânicas disponíveis na literatura<sup>4,5</sup>. A ligação entre os ossículos foi efectuada por intermédio de formulações representativas da modelação do contacto<sup>6</sup>.

Os estudos realizados incidiram sobre o campo de deslocamentos obtidos na membrana timpânica e platina do estribo, incluindo as rotações nos eixos da platina, bem como uma análise dos esforços exercidos sobre os ligamentos. Efectuou-se ainda uma análise sobre a transmissão do movimento entre os ossículos, verificando-se nomeadamente a influência do coeficiente de atrito, tendo-se utilizado valores compreendidos entre 0 e 1. A análise envolveu ainda diferentes valores de pressão (equivalentes a 25 dB, 50 dB e 120 dB) exercidos sobre a membrana timpânica.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Anatomia e fisiologia do ouvido

O ouvido humano é responsável pela nossa audição e equilíbrio. Está localizado, quase na sua totalidade, no osso temporal e divide-se em três partes<sup>7</sup>: ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno (Figura 1).



**Figura 1.** Anatomia do ouvido (externo, médio e interno)

A energia sonora, captada pelo pavilhão auricular, passa pelo canal auditivo externo, chega à membrana timpânica, que a transforma em energia mecânica e é transmitida aos ossículos. A membrana timpânica separa o ouvido externo do ouvido médio. É translúcida e tem uma área de aproximadamente  $85\text{mm}^2$ , embora só  $55\text{mm}^2$  tenham mobilidade (uma vez que a periferia é rígida)<sup>8</sup>, sendo formada por três camadas de tecido:

- Externa, fina, cutânea – está ligada à camada que reveste o canal auditivo externo;
- Intermédia, fibrosa – é a principal responsável pela deformação do tímpano;
- Interna, mucosa – contínua com o revestimento do ouvido médio.

A membrana timpânica é ainda constituída por duas regiões:

- Pars tensa (localizada na parte inferior), composta pelas três camadas;
- Pars flácida (localizada na parte superior), composta apenas pelas camadas cutânea e mucosa.

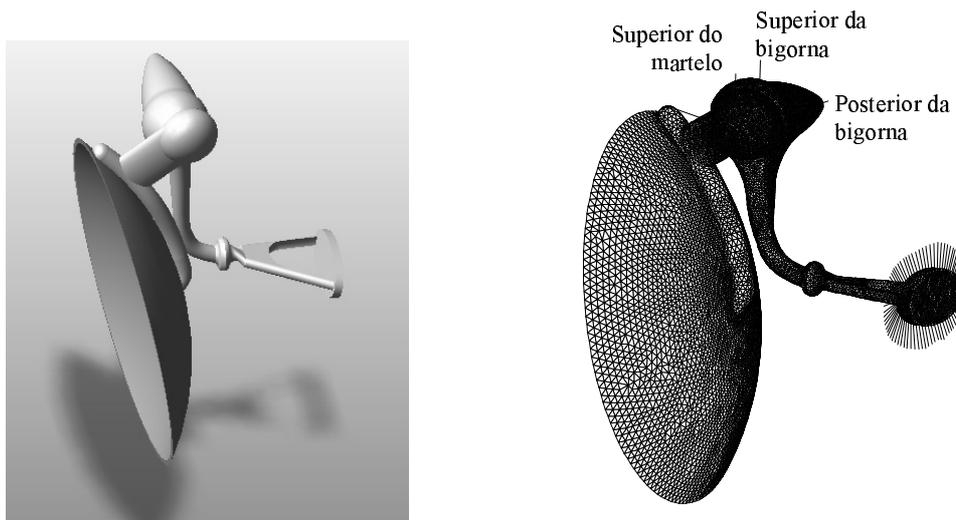
O ouvido médio é formado por três ossículos (martelo, bigorna e estribo), seis ligamentos ao exterior (superior, lateral e anterior do martelo, superior e posterior da bigorna e o ligamento anular do estribo), dois músculos (tensor do tímpano e estapediano) e respectivos tendões, sendo ainda atravessado por uma porção do nervo facial (corda do tímpano)<sup>9</sup>. O estribo insere-se na janela oval, comunicando com o ouvido interno. Aí, a energia mecânica é transformada em energia hidro-dinâmica, que se propaga por um fluido dentro da cóclea e que por sua vez é transformada em impulsos nervosos dirigidos ao córtex cerebral onde são decodificados.

As articulações entre os ossículos são revestidas por cartilagens, o que evita ruídos de funcionamento e amortece eventuais efeitos de ressonância<sup>7</sup>.

Os ossículos do ouvido médio estão suspensos por ligamentos, de tal forma que o martelo e a bigorna, juntos, funcionam como uma alavanca simples, cujo fulcro se localiza aproximadamente nas bordas da membrana timpânica. A cabeça do martelo, situada no lado oposto ao fulcro do cabo, equilibra quase exactamente a outra extremidade da alavanca. A articulação da bigorna com o estribo faz com que a base do estribo, em contacto com a janela oval, empurre o líquido coclear todas as vezes que o cabo do martelo se mova para dentro e, obviamente, puxe o líquido coclear todas as vezes que o martelo se mover para fora.

### Geometria do modelo e malha de elementos finitos

A geometria dos ossículos e da membrana timpânica foi elaborada com base na geometria e nas dimensões descritas na obra de Anson e Donaldson<sup>10</sup>. No presente modelo (Figura 2) foram incluídos os ligamentos anterior, superior e lateral do martelo, ligamentos superior e posterior da bigorna e ligamento anular do estribo.



**Figura 2.** Modelo geométrico e de elementos finitos da membrana timpânica e ossículos do ouvido médio.

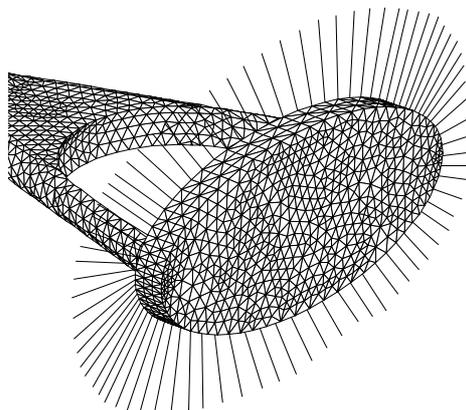
Com base neste modelo gerou-se, para cada ossículo, uma malha de elementos finitos do tipo tetraedros. Os elementos utilizados são lineares de quatro nós, correspondendo no software ABAQUS ao elemento C3D4. Os ligamentos foram modelados com elementos de barra lineares, do tipo T3D2. Na sua totalidade, o modelo realizado apresenta 124672 elementos e 30418 nós.

### Condições fronteira

As condições fronteira consideradas no modelo incluem o sulco da membrana timpânica, a platina do estribo e as ligações dos ligamentos ao exterior da cadeia ossicular (fissura tímpano-escamosa, tegmen, sulco timpânico e fossa incudis).

A membrana timpânica foi completamente fixa em toda a sua periferia, simulando o sulco timpânico.

A restrição ao movimento da platina do estribo, foi efectuada por intermédio de um conjunto de elementos lineares e unidimensionais (equivalentes a elementos de mola), permitindo a modelação da ligação da platina à cóclea, na janela oval, ou seja, modelando o ligamento anular. As extremidades livres destes elementos foram fixas, enquanto que as outras extremidades foram ligadas aos nós da base do estribo (Figura 3).



**Figura 3.** Ligamento anular do estribo

As extremidades livres dos três ligamentos (superior do martelo e superior da bigorna - tegmen - e posterior da bigorna - fossa incudis) consideraram-se fixos (Figura 2).

### Propriedades do material

O ouvido médio funciona como um sistema mecânico, em que as ondas sonoras ao incidirem na membrana timpânica lhe provocam vibrações. Esta, por sua vez, transforma a energia acústica em mecânica, fazendo vibrar toda a cadeia ossicular até à cóclea, através da janela oval.

Tonndorf e Khanna<sup>11</sup> mostraram que o máximo deslocamento da membrana timpânica é da ordem de  $1\mu\text{m}$ , quando lhe é aplicada uma pressão sonora de 121 dB (som máximo tolerável ao ouvido humano).

Admitiu-se, neste trabalho, que o material dos ossículos e membrana timpânica apresentam um comportamento isotrópico.

As propriedades dos ossículos e membrana timpânica foram baseadas nos valores referidos no trabalho de Sun *et al.*<sup>5</sup>, em que se tomou o mesmo coeficiente de Poisson ( $\nu = 0.3$ ).

O módulo de elasticidade considerado para os ossículos foi de 14.1 GPa<sup>12,13</sup>. Para a área da membrana timpânica correspondente à pars flácida tomou-se um módulo de elasticidade de 10 GPa e para a pars tensa 20 GPa<sup>4,14</sup>.

As propriedades dos ligamentos foram deduzidas do trabalho de Martins *et al.*<sup>15</sup>.

Para descrever o comportamento dos ligamentos, admitiu-se um comportamento hiper-elástico, tendo-se adoptado o modelo de Yeoh<sup>16</sup>, um dos modelos disponíveis pelo programa ABAQUS, cuja energia potencial de deformação  $\psi$  é dada por<sup>17</sup>:

$$\psi = c_1 (I_1 - 3) + c_2 (I_1 - 3)^2 + c_3 (I_1 - 3)^3 \quad (1)$$

em que  $c_1$ ,  $c_2$  e  $c_3$  são constantes materiais que devem satisfazer certas restrições,  $I_1$  é o primeiro invariante de  $\mathbf{C}$ , correspondendo a  $\text{tr}\mathbf{C}$ , em que  $\mathbf{C}$  é o tensor de Cauchy-Green à direita definido por  $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ , e  $\mathbf{F}$  corresponde ao tensor gradiente de deformação. No caso particular de se poder aproximar o estado de deformação/tensão a um estado uniaxial, como se admite no presente trabalho para os ligamentos, o gradiente  $\mathbf{F}$  pode ser escrito da seguinte forma:

$$[\mathbf{F}] = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \end{bmatrix} \quad (2)$$

em que  $\lambda$  representa o cociente entre o alongamento ( $\Delta l$ ) e o comprimento inicial ( $l_0$ ) do ligamento ( $\Delta l/l_0$ ). Nesta situação o tensor de Cauchy-Green à direita vem<sup>18</sup>:

$$[\mathbf{C}] = \begin{bmatrix} \lambda^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^{-1} \end{bmatrix} \quad (3)$$

O tensor das segundas tensões de Piola-Kirchhoff é calculado com base na função da energia de deformação (equação (1)), por intermédio da seguinte relação diferencial<sup>19,20</sup>:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (4)$$

Contudo, e continuando a considerar o estado uniaxial de tensão, pode-se escrever-se explicitamente para a tensão de Cauchy<sup>18</sup>:

$$\sigma = 2 \left( \lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left( c_1 + 2c_2 (I_1 - 3) + 3c_3 (I_1 - 3)^2 \right) \quad (5)$$

No presente trabalho adoptou-se para as constantes materiais, os valores obtidos por Martins *et al.*<sup>15,21</sup>:  $c_1 = 0,013113$ ;  $c_2 = 0,060411$ ;  $c_3 = -0,05626$ .

### Modelação do Contacto

As ligações entre os ossículos, martelo/bigorna e bigorna/estribo, foram efectuadas por intermédio de formulações representativas do contacto<sup>22</sup>.

O programa ABAQUS/Standard<sup>6</sup> permite a utilização de dois métodos para modelar interações entre corpos: usando superfícies ou elementos de contacto. Neste trabalho utilizou-se a modelação do contacto por superfícies entre dois corpos deformáveis, em que se admitiu pequenos deslizamentos entre corpos (*small-sliding*).

Quando as superfícies de dois corpos se encontram em contacto, geralmente transmitem forças tangenciais e normais na respectiva interface, sendo conhecida a relação entre estas duas componentes de força. A relação, conhecida como atrito entre os corpos é usualmente<sup>23</sup>

expressa em termos de tensões na interface dos corpos. O modelo de atrito disponível no programa ABAQUS e utilizado neste trabalho, foi o clássico modelo isotrópico de Coulomb, podendo ser definido por:

$$\mu = \mu(\dot{\gamma}_{eq}, p, \bar{\theta}, \bar{f}^\alpha) \quad (6)$$

onde  $\dot{\gamma}_{eq}$ , é a taxa de deslizamento equivalente,  $p$  é a pressão de contacto,  $\bar{\theta} = \frac{1}{2}(\theta_A + \theta_B)$  é a temperatura média no ponto de contacto e  $\bar{f}^\alpha = \frac{1}{2}(f_A^\alpha + f_B^\alpha)$  corresponde à média da variável de campo pré-definida ( $\alpha$ ) no ponto de contacto,  $\theta_A, \theta_B, f_A^\alpha$  e  $f_B^\alpha$  são as temperaturas e variáveis de campo pré-definidas nos pontos  $A$  e  $B$  das superfícies. O ponto  $A$  é um nó pertencente à superfície *slave* e o ponto  $B$  corresponde ao ponto mais perto do ponto  $A$  e pertence à superfície considerada *master*.

Por defeito, assumiu-se que o coeficiente de atrito toma um valor constante ao longo do processo não dependendo das variáveis de campo acima descritas.

Como os deslocamentos relativos são muito pequenos e a análise efectuada é estática, o coeficiente de atrito tomado correspondeu apenas ao coeficiente de atrito estático.

No presente trabalho efectuou-se um estudo do comportamento do movimento do sistema, em função das condições de atrito, pelo que, se tomaram vários valores para o coeficiente de atrito:  $\mu \in ]0, 1[$ .

### Cargas aplicadas

A activação dos músculos do ouvido médio só se torna efectiva para valores de intensidade superiores a 70-80 dB SPL<sup>24</sup>. No presente modelo não se considerou a acção dos músculos, tanto passiva como activa.

Efectuou-se a simulação relativa à aplicação de três pressões sonoras uniformes correspondentes a 25, 50, e 120 dB SPL.

O nível de pressão sonora é dado por<sup>25</sup>:

$$SPL = 20 \times \log_{10} \left( \frac{p}{p_0} \right) \quad (7)$$

em que  $p_0 = 20 \mu\text{Pa}$  é denominada pressão sonora de referência, correspondente ao limiar de audibilidade.

Resultou, assim, a aplicação na membrana timpânica de uma pressão de 3,56E-04 Pa, 6,32E-03 Pa e 20 Pa, respectivamente.

Para simular a pressão dos líquidos da cóclea sobre a platina do estribo fez-se incidir uma pressão de 2,87E-04.

## RESULTADOS

Neste trabalho foram feitos quatro estudos para diferentes valores de pressão exercidos sobre a membrana timpânica (equivalentes a 25 dB, 50 dB e 120 dB) e para vários coeficientes de atrito compreendidos entre 0 e 1.

No primeiro estudo, foram medidos os deslocamentos em vários pontos da membrana timpânica, tendo-se concluído que para as três pressões aplicadas, os pontos de menor deslocamento se situam ao nível da pars flácida e perto do sulco timpânico, sendo os pontos de maior deslocamento a meio da pars tensa. Perto do umbo (parte central da membrana timpânica, onde termina o cabo do martelo) existe uma maior variação do deslocamento, para as diferentes pressões aplicadas. Analisando o gráfico da Figura 4, verifica-se que, para uma pressão equivalente a 120 dB e para coeficientes de atrito compreendidos entre 0 e 0,5, a pars tensa desloca-se no sentido oposto ao estribo (valores negativos de deslocamento),

passando a deslocar-se em sentido contrário (valores positivos de deslocamento) para coeficientes de atrito superiores a 0,5. Esta troca de sentido no deslocamento da pars tensa da membrana timpânica para pressões equivalentes a 25 dB e 50 dB, verifica-se para um coeficiente de atrito de 0,8 (Figura 4).

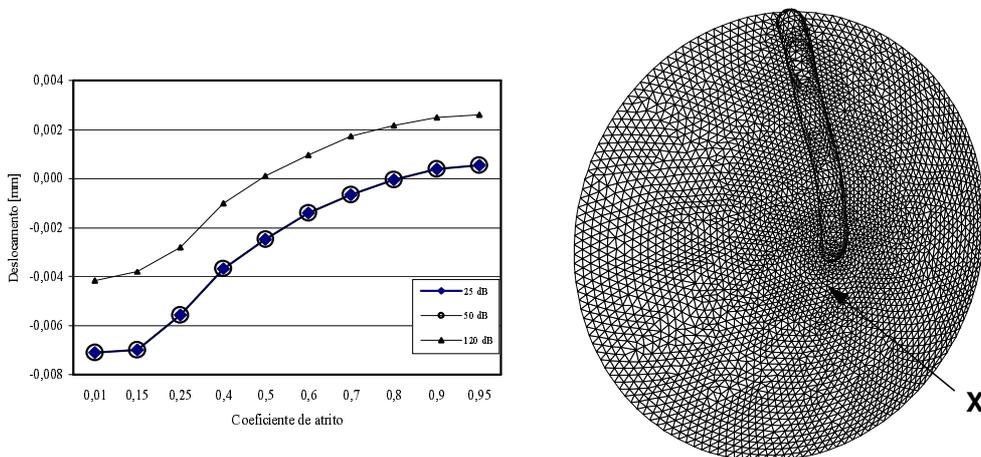


Figura 4. Variação do deslocamento da membrana timpânica, em função do coeficiente de atrito, num ponto perto do umbo, (assinalado com X), para pressões equivalentes a 25 dB, 50 dB e 120 dB

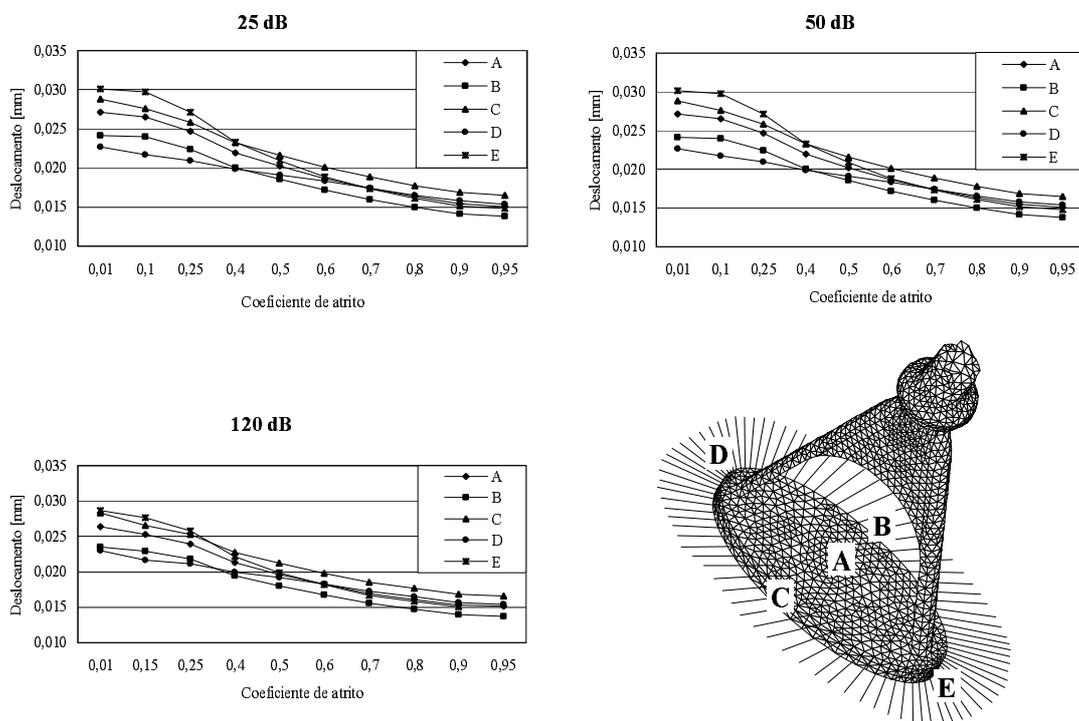
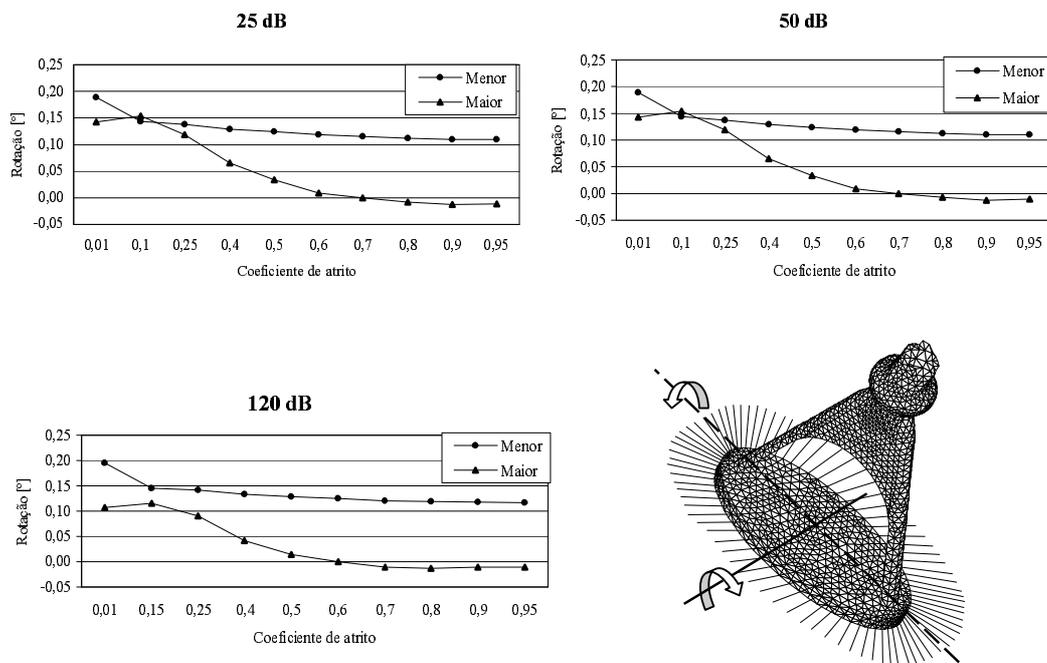


Figura 5. Valores de deslocamentos sofridos nos cinco pontos da platina do estribo, para vários coeficientes de atrito, para uma pressão de 25 dB, 50 dB e 120 dB respectivamente, sobre a membrana timpânica

Num segundo estudo, foram analisados os deslocamentos perpendiculares ao plano que inclui a platina do estribo. Para o efeito, registaram-se os deslocamentos em cinco pontos (nós) da platina do estribo, para os três valores de pressão exercida sobre a membrana timpânica, (Figura 5): A - nó central da platina; B e C - nós extremos do eixo da diagonal menor; D e E - nós extremos do eixo da diagonal maior, permitindo analisar a influência do coeficiente de atrito. Para todos os valores de pressão, o comportamento foi semelhante, tendo-se obtido deslocamentos a variar entre 0,013 mm e 0,030 mm.

Em todos os casos e para coeficientes de atrito de menor valor (perto de 0), obtiveram-se os maiores deslocamentos, existindo uma tendência para estes valores estabilizarem em torno de 0,015 mm, (principalmente o ponto ao centro da platina e os pontos juntos às cruras), para coeficientes de atrito superiores a 0,7.

Seguidamente, apresenta-se o estudo das rotações sofridas pela platina do estribo, relativamente aos seus eixos maior e menor, (Figura 6). Para todas as pressões aplicadas, o comportamento da rotação do eixo menor foi semelhante, existindo uma tendência a estabilizar nos  $0,12^\circ$ , o que se verifica para valores do coeficiente de atrito superiores a 0,1. Ainda para o eixo menor e para os três níveis de pressão, a maior variação existe para os coeficientes de atrito compreendidos entre 0,01 e 0,1, passando a rotação de  $0,19^\circ$  para  $0,15^\circ$ .



**Figura 6.** Rotações relativamente ao eixo maior (traço interrompido) e eixo menor da platina do estribo (os sentidos indicam o sentido positivo da rotação).

As maiores diferenças ficam a dever-se à rotação do eixo maior, tendo-se obtido rotações de  $0,15^\circ$  para coeficientes de atrito perto de 0, havendo uma tendência a estabilizar em valores ligeiramente inferiores a  $0^\circ$  ( $-0,01^\circ$ ), para coeficientes de atrito superiores a 0,6.

Foi também feito um estudo dos esforços normais obtidos nos ligamentos que unem o martelo e a bigorna ao seu exterior (posterior e superior da bigorna e superior do martelo).

Para os três valores de pressão aplicados sobre a membrana timpânica, o ligamento superior da bigorna apresentou uma tensão mais estável (e nula), para todos os coeficientes

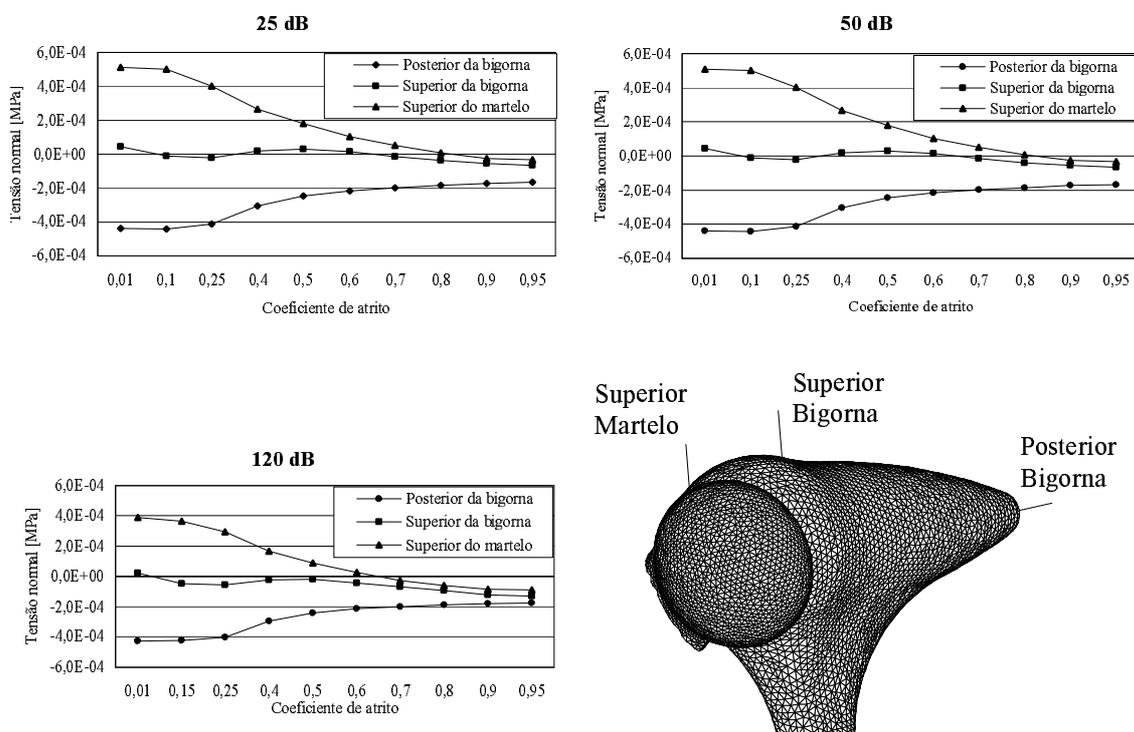
de atrito, quando comparados com os outros ligamentos (os valores negativos a indicar tracção).

O ligamento superior do martelo, para pressões de 25 dB e 50 dB, apresentou valores à “compressão” (valores de esforços positivos), até coeficientes de atrito de 0,8, passando depois à tracção (valores de esforços negativos). Esta inversão de sinal, para uma pressão de 120 dB corresponde a um coeficiente de atrito de 0,65.

O ligamento posterior da bigorna apresenta sempre valores relacionados com um comportamento de tracção.

Para os três ligamentos e para coeficientes de atrito aproximadamente iguais a 1, a tensão normal tem tendência a convergir para valores compreendidos no intervalo  $]0; -1,9E-04[$ .

A maior diferença entre os ligamentos posterior da bigorna e superior do martelo, verifica-se para coeficientes muito baixos (perto de 0).



**Figura 7.** Valores de tensões exercidas sobre os três ligamentos ao exterior da cadeia ossicular, para vários coeficientes de atrito, e pressões de 25 dB, 50 dB e 120 dB respectivamente, sobre a membrana timpânica.

## CONCLUSÕES

No presente trabalho simulou-se estaticamente o comportamento biomecânico do ouvido médio, recorrendo-se ao método de elementos finitos. Nesta modelação foram incluídos os respectivos ligamentos ao exterior da cadeia ossicular, admitindo-se uma abordagem hiperelástica para o seu comportamento material.

A análise dos resultados recaiu sobre os deslocamentos da membrana timpânica e da platina do estribo, bem como a rotação da platina do estribo e ainda dos esforços exercidos sobre os ligamentos.

Nos estudos efectuados compararam-se os resultados obtidos para o comportamento mecânico do ouvido médio considerando vários coeficientes de atrito, compreendidos entre 0 e 1 e para três valores de pressão aplicadas sobre a membrana timpânica, correspondentes a 25 dB, 50 dB e 120 dB.

Da análise dos resultados é possível concluir que a ligação entre os ossículos é relativamente rígida, na medida em que só para valores do coeficiente de atrito superiores a 0,8 é que o ligamento posterior sofre alongamento e por conseguinte fica sujeito a esforços de tracção.

Por outro lado, é para os mais elevados valores de coeficiente de atrito, que se verificam campos de deslocamentos compatíveis com a prática clínica, nomeadamente na membrana timpânica e platina do estribo.

## REFERÊNCIAS

- 1 R. Penha, “*Otorrinolaringologia*”, Rui Penha, Lisboa, (1998).
- 2 J. Katz, “*Tratado de audiologia clínica*”, Manole Ltda, São Paulo, (1999).
- 3 E. Almeida, “Reabilitação auditiva – Resultados cirúrgicos na Otosclerose em longo termo”, *52º Congresso Nacional da Sociedade Portuguesa de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial*, Vila Moura, 14 a 17 de Maio, (2005).
- 4 P.J. Prendergast, P. Ferris, H.J. Rice e A.W. Blayney, “Vibro-acoustic modeling of the outer and middle ear using the finite element method”, *Audiology and Neurootology*, Vol. **4**, pp. 185-191, (1999).
- 5 Q. Sun, R.Z. Gan, K.H. Chang e K.J. Dormer, “Computer-integrated finite element modeling of human middle ear”, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol. **1**, pp. 109-122, (2002).
- 6 “ABAQUS Analyses User’s Manual”, Version 6.5, (2005).
- 7 Gray’s Anatomy: <http://yahooligans.yahoo.com/reference/gray/>.
- 8 L. Testut, “*Traité d’Anatomie humaine – organes des sens, tome septieme*”, Octave Doin, (1905).
- 9 H. Feneis e W. Dauber, “*Atlas de bolso de Anatomia Humana*”, Manole Ltda, São Paulo, (2000).
- 10 B.J. Anson e J.A. Donaldson, “*The Surgical anatomy of the temporal bone and ear*”, WB Saunders Company, London, (1976).
- 11 Tonndorf e Khanna, “*Tympanic membrane vibrations in human cadaver ear studied by time-average holography*”, *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. **52**, pp. 1221-1233, (1972).
- 12 A.D. Speirs M.A. Hotz, T.R. Oxland, R. Häusler e L.P. Nolte, “Biomechanical properties of sterilized human auditory ossicles”, *Journal of Biomechanics*, Vol. **32**, pp. 485-491, (1999).
- 13 Herrmann, H. Liebowitz, “Mechanics of bone fractures”, *Fracture: an advanced treatise*, H. Liebowitz (Ed.), Academic Press, New York, pp. 772-840, (1972).
- 14 H.J. Beer, M. Bornitz, J. Drescher, R. Schmidt e H.J. Hardtke, “Finite element modelling of the human eardrum and applications”, *Middle ear mechanics in research and otosurgery*, K.B. Hüttenbrink (Ed.), Department of Oto-Rhino-Laryngology, Dresden University of Technology, Dresden, Germany, pp. 40-47, (1996).
- 15 P. Martins, R.M. Natal Jorge e A.J.M. Ferreira, “Determination of material parameters for different hyperelastic models”, *Proceedings of VIII International Conference on Computational Plasticity, Fundamentals and Applications, COMPLAS VIII, D.R.J. Owen, E. Oñate, B. Suárez (Eds.) CIMNE, Part 2*, pp.789-792, Barcelona, 5-7 de Setembro (2005).

- 16 O.H. Yeoh, "Characterization of elastic properties of carbon-black-pilled rubber vulcanizates", *Rubber Chemistry and Technology*, Vol. **63**, pp. 792-805, (1990).
- 17 G.A. Holzapfel, "*Nonlinear solid mechanics*", John Wiley & Sons, Ltd., (2000).
- 18 P. Martins, R.M. Natal Jorge e A.J.M. Ferreira, "Modeling the mechanical behavior of soft tissues using hyperelastic constitutive models", *Strain*, Vol. **42**, pp. 135-147, (2006).
- 19 R.W. Ogden, "*Non-linear Elastic Deformations*", Dover, New York, (1997).
- 20 J. Bonet e R.D. Wood, "*Non linear Continuum Mechanics for Finite Elements Analysis*", Cambridge University Press, Cambridge, (1997).
- 21 P. Martins, R.M. Natal Jorge, A.J.M. Ferreira, A.A. Fernandes, M. Figueiredo e R. Silva, "Modeling the mechanical behavior of soft tissues using hyperelastic constitutive models", *Proceedings of II International Conference on Computational Bioengineering, ICCB2005*, H. Rodrigues, M. Cerrolaza, M. Doblaré, J. Ambrósio, M. Viceconti (Eds.), pp.403-410, Instituto Superior Técnico, Lisboa, 14-16 de Setembro, (2005).
- 22 F. Gentil, M. Moreira, M.P.L Parente, R.M. Natal Jorge, A.J.M. Ferreira e E. Almeida, "Estudo biomecânico do ouvido médio, considerando as articulações entre os ossículos", *Encontro 1 biomecânica*, J.A. Simões, H.C. Rodrigues, M.A. Vaz, A.P. Veloso (Eds.), CD-Rom e Livro de artigos, pp.48-73, Martinchel, Abrantes, 3-4 de Fevereiro, (2005).
- 23 P. Wriggers, "*Computational Contact Mechanics*", John Wiley & Sons, Ltd., Germany, (2002).
- 24 L.L. Henrique, "*Acústica Musical*", Fundação Calouste Gulbenkian, (2002).
- 25 C.E. Speaks, "*Introduction to Sound*", Singular Publishing Group Inc., San Diego, California, (1992).
- 26 M. Bornitz, T. Zahnert, H. Hardtke e K. Hüttenbrink, "Identification of parameters for the middle ear model", *Audiology and Neurootology*, Vol. **4**, pp. 163-169, (1999).