

Análise dinâmica da membrana timpânica associada a patologias

F. Gentil, IDMEC, ESTSP, Clínica ORL – Dr. Eurico Almeida, Widex
e-mail: fernanda.fgnanda@gmail.com

C. Garbe, M.P.L. Parente, P.A.L.S. Martins, R.M. Natal Jorge, IDMEC, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, e-mail: garbe@fe.up.pt; mparente@fe.up.pt; palms@fe.up.pt; rnatal@fe.up.pt

Introdução

A primeira barreira que a energia acústica encontra para se transformar em energia mecânica é a membrana timpânica. Esta energia é posteriormente convertida em impulsos elétricos no ouvido interno. É importante que a membrana timpânica vibre de forma adequada; no entanto, existem patologias que podem alterar este funcionamento, como sejam as perfurações ou a miringosclerose (Figura 1).

A área total da membrana timpânica é cerca de 73 mm², estando apenas 55 mm² relacionada com a sua vibração, uma vez que ela é fixa em toda a periferia.

Esta membrana separa o ouvido externo do ouvido médio, sendo este constituído por 3 ossículos - o martelo, a bigorna e o estribo. A membrana timpânica adere ao cabo do martelo, denominando-se umbo a extremidade inferior deste cabo. Apesar da sua fina espessura (aproximadamente 0,1 mm) é uma membrana bastante resistente [1], sendo composta por três camadas de tecido e topograficamente dividida em *pars tensa* (parte inferior) e *pars flaccida* (parte superior).

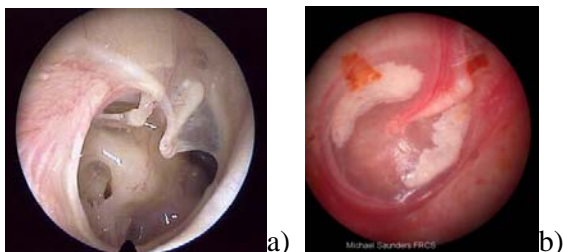


Figura 1: a) Perfuração timpânica; b) Membrana com miringosclerose.

Um dos diagnósticos mais frequentes, em crianças, relacionados com o ouvido, é a otite média, assim como as suas sequelas que podem originar desde perfuração da membrana timpânica, miringosclerose, até às otites crónicas, comprometendo em maior ou menor grau a audição. Existem, ainda, outras causas de perfurações, como sejam por traumatismo, ruídos intensos, diferenças de pressão, mau funcionamento da trompa de Eustáquio. A maior parte destas perfurações cicatrizam espontaneamente ou por medicação, mas se persistem por mais de 6 meses, pode haver indicação de procedimento cirúrgico (Timpanoplastia).

A miringosclerose é uma formação de tecido conectivo denso sob a membrana timpânica, em forma de placas brancas (cálcio e fósforo), de diferentes dimensões, geralmente não relacionada com grandes perdas auditivas. Esta patologia está muito associada a estados de pós colocação de tubos de ventilação.

Na sequência do exposto, define-se como objectivo do trabalho a comparação do comportamento biomecânico do ouvido médio normal, com perfurações timpânicas de vários calibres e diferentes áreas atingidas da membrana timpânica por miringosclerose.

Material e métodos

Foi construído um modelo 3D representativo do ouvido médio (membrana timpânica e cadeia ossicular – martelo, bigorna e estribo), através de imagens de Tomografia Axial Computorizada (TAC) [2].

Seguidamente foi feita a respectiva discretização do modelo (Figura 2), usando o Método dos Elementos Finitos, com base no programa ABAQUS [3] sendo as propriedades mecânicas retiradas de trabalhos anteriores [4,5].

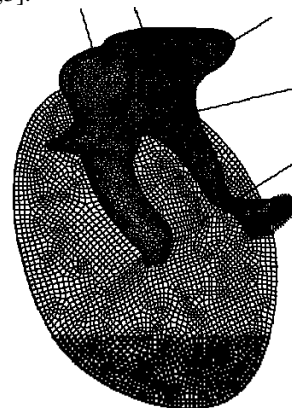


Figura 2: Modelo representativo do ouvido médio

A simulação dos ligamentos incudomaleolar e incudostapedial (entre o martelo e a bigorna e esta e o estribo respectivamente) foi efectuada por formulação de contacto.

Foi atribuído um comportamento hiperelástico aos ligamentos e tendões do ouvido médio [6] usando o modelo de Yeoh [7], em que a função de energia de deformação ψ se escreve da seguinte forma:

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

onde I_1 representa o primeiro tensor invariante de Cauchy-Green à direita, sendo as constantes c_1 , c_2 e c_3 extraídas do trabalho de Martins [6].

As condições fronteira incluem o sulco timpânico (cercando a membrana timpânica), ligamento anular (à volta da platina do estribo), ligamentos ao exterior da cadeia ossicular (superior, anterior e lateral do martelo, superior e posterior da bigorna) e tendões (tensor do tímpano e estapediano).

Simulação

Para uma gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz, foi feito um estudo dinâmico do modelo, aplicando sobre a membrana timpânica uma pressão acústica de 2 Pa (equivalente a 100 dB SPL).

Em seguida foram feitas três perfurações de diferentes calibres (0,6; 2 e 7 mm) na membrana timpânica, em que as duas maiores podem ser observadas na Figura 3. A perfuração de 0,6 mm pode ser considerada uma microperfuração causada, por exemplo, pela inserção de um eletrodo agulha e pode cicatrizar em poucas horas.

Posteriormente foi feita a aplicação de placas simulando diferentes áreas da *pars tensa* cobertas por miringosclerose. Para tal atribuiu-se a essas placas um módulo de rigidez duas e dez vezes superior que o atribuído à membrana normal.

Foram feitas duas comparações: a perfuração maior com igual área coberta por miringosclerose e a perfuração de 2 mm com a restante membrana normal e com miringosclerose.

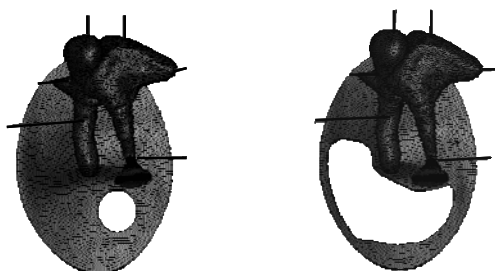


Figura 3: Perfurações de 2 e 7 mm respectivamente.

Por fim, obtiveram-se os resultados relativamente aos deslocamentos do umbo e da parte central da platina do estribo.

Resultados e conclusões

Os resultados obtidos para as perfurações de diferentes calibres e diferentes áreas de miringosclerose foram comparados com o modelo representativo do ouvido normal.

Para as três perfurações, pode concluir-se que a microperfuração não apresenta diferenças em termos de deslocamentos do umbo nem da parte central da platina do estribo, quando comparada com a membrana normal. Relativamente à perfuração de 2 mm não existem diferenças significativas quanto ao deslocamento do umbo, apresentando uma ligeira diminuição do deslocamento ao nível da parte central da platina do estribo.

As maiores diferenças ocorrem na perfuração de 7 mm, apresentando deslocamentos menores, tanto para o umbo como para a parte central da platina do estribo, nomeadamente ao nível das frequências graves e médias (Figura 4).

Em todos os casos, para as frequências agudas não existem diferenças significativas nos deslocamentos.

Relativamente à miringosclerose existem maiores diferenças (menores deslocamentos) no caso do umbo que na parte central da platina, ou seja, a membrana timpânica vibra menos com a rigidez acrescida devido

à simulação de miringosclerose. Quando se trata do deslocamento da platina, este é muito semelhante ao ouvido normal (Figura 4), o que está de acordo com os dados clínicos que indicam não existir grandes perdas auditivas quando apenas se considera esta patologia isolada.

Se existe perfuração associada a miringosclerose, diminuem os deslocamentos, tanto do umbo, como da parte central da platina, sendo revelador de perdas auditivas mais acentuadas.

Pode concluir-se que menores deslocamentos ao nível da platina do estribo podem estar relacionados com maiores perdas auditivas.

Relativamente à membrana timpânica, este decréscimo de deslocamento apenas se relaciona com uma maior rigidez provocada pela miringosclerose, mas não directamente ligada a perdas auditivas.

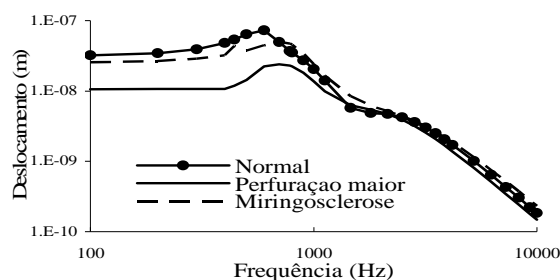


Figura 4: Gráfico que revela o deslocamento obtido na parte central da platina do estribo, comparando o modelo com a membrana normal, a perfuração de 7 mm e a mesma área coberta por miringosclerose.

Agradecimentos

Os autores agradecem o financiamento concedido pelo Ministério da Ciência e do Ensino Superior (Fundação para a Ciência e a Tecnologia – FCT), enquadrado no projecto PTDC/EME-PME/81229/2006.

Referências bibliográficas

- [1] Paço J., Doenças do Tímpano, Lidel, Lisboa, 2003.
- [2] Gentil F., Estudo Biomecânico do Ouvido Médio. Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2008.
- [3] ABAQUS Analyses User's Manual, Version 6.5, 2005.
- [4] Prendergast, P.J.; Ferris, P.; Rice, H.J.; Blayney, A.W., Vibro-acoustic modeling of the outer and middle ear using the finite element method, *Audiol Neurootol*, 4, p. 185-191, 1999.
- [5] Sun, Q.; Gan, R.Z.; Chang, K.H.; Dormer K.J., Computer-integrated finite element modeling of human middle ear, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 1, p. 109-122, 2002.
- [6] Martins, P.A.L.S.; Jorge, R.M.N.; Ferreira, A.J.M., A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues, *Strain*, 42, p. 135-147, 2006.
- [7] Yeoh O.H., Characterization of elastic properties of carbon-black-filled rubber vulcanizates, *Rubber Chemistry and Technology*, 63, p. 792-805, 1990.