



Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

www.elsevier.es/rimni



Estudo do comportamento do ouvido médio considerando a presença de fluido



C. Garbe^a, F. Gentil^{b,*}, M. Parente^a, P. Martins^a, C. Santos^a, C. Branco^c, J. Paço^d e R. Natal Jorge^a

^a INEGI, Departamento de Biomecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal

^b INEGI, Departamento de Biomecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Clínica ORL–Dr. Eurico Almeida, Widex, ESTSP, Porto, Portugal

^c Hospital CUF Infante Santo, Hospital Vila Franca de Xira, Faculdade de Ciências Médicas de Lisboa, Lisboa, Portugal

^d Hospital CUF, Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal

INFORMAÇÃO SOBRE O ARTIGO

Historial do artigo:

Recebido a 26 de novembro de 2014

Aceite a 11 de maio de 2015

On-line a 23 de junho de 2015

Palavras-chave:

Ouvido médio

Biomecânica

Pressões

Método dos elementos finitos

R E S U M O

O objetivo deste trabalho foi estudar a influência de diferentes fluidos dentro e fora da cavidade timpânica no comportamento biomecânico do ouvido médio. O modelo computacional 3D da cadeia tímpano-ossicular foi construído através de imagens de tomografia axial computadorizada (TAC). Após a construção do modelo da cadeia tímpano-ossicular, para a parte interna da membrana timpânica foi criada a caixa timpânica, que inclui toda a cadeia ossicular, e para a parte externa da membrana foi criada uma passagem, simulando o canal auditivo externo.

A discretização do modelo foi feita utilizando o método dos elementos finitos, com base no software ABAQUS. As propriedades mecânicas foram extraídas de trabalhos anteriores. Foram obtidos os deslocamentos do umbo e de um ponto central da platina do estribo, para um nível de pressão sonora de 105 dB aplicada na membrana timpânica, comparando a cadeia tímpano-ossicular e os diferentes níveis de pressão externa e interna do ouvido médio (fluido líquido e fluido gasoso). Os resultados demonstram que o comportamento biomecânico do ouvido médio é diferente para os diferentes níveis de pressões testadas neste modelo. Quando utilizada uma pressão de fluido líquido, os deslocamentos são de amplitude inferior quando comparados com os resultados obtidos com pressão de ar.

© 2014 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Study of the middle ear behavior considering the presence of fluid

A B S T R A C T

The objective of this work is to study the influence of different fluids of the tympanic cavity into the biomechanical behavior of the middle ear. The 3D computer model of the tympanic ossicular chain was built using images from computed tomography (CT). After construction of the tympanic ossicular chain model, it was adapted the simulation by placing the passage to the external auditory canal and to the tympanic cavity.

The discretization of the model was made using the finite element method based on ABAQUS software. The mechanical properties were extracted from previous works. The umbo and the stapes footplate displacements, for a sound pressure level of 105 dB applied in tympanic membrane were obtained, comparing the tympanic ossicular chain and the different levels of external and internal pressure in the middle ear (liquid and air). The results demonstrate that the biomechanical behavior of the middle ear is different for different levels of pressure tested in this model. When using liquid, displacements are of lower amplitude when compared with the results obtained with air

© 2014 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Keywords:

Middle ear

Biomechanics

Pressures

Finite Element Method

* Autor para correspondência.

Correio eletrónico: fernanda.fgnanda@gmail.com (F. Gentil).

1. Introdução

A cavidade timpânica (CT) é um espaço repleto de ar, incluída no osso temporal, que se liga ao ouvido externo pela membrana timpânica e ao ouvido interno pela janela oval. É constituída por 6 paredes (inferior, superior, anterior, posterior, lateral e medial). A CT está ligada à cavidade nasal anteriormente pela trompa de Eustáquio e posteriormente e superiormente ao antro mastoide, que são cavidades preenchidas por ar, funcionando como um reservatório de ar. Possui em seu interior a cadeia ossicular (martelo, bigorna e estribo), ligamentos e músculos e uma porção do nervo facial (corda do tímpano). Seu papel mais importante é a equalização das variações de pressão atmosférica e a do ar contido na CT.

O método dos elementos finitos é atualmente o método mais amplamente utilizado para o cálculo de complexos sistemas mecânicos, tais como o ouvido humano.

Alguns estudos do ouvido têm sido apresentados na literatura, sendo que o primeiro modelo usando elementos finitos foi feito a partir do ouvido de um gato no ano de 1978 [1]. Entre 1995–1997 foram efetuados estudos experimentais nesta área para obtenção dos deslocamentos do umbo e da platina do estribo [2–4]. Entre 1999–2002 surgiram outros modelos computacionais que também determinavam os deslocamentos do umbo e da platina do estribo [5–7], seguidos de outros estudos em que comparavam os próprios resultados com os resultados anteriores [8–13].

Estudar a influência de diferentes fluidos da CT no comportamento biomecânico do ouvido médio humano, através da utilização do método dos elementos finitos, tornou-se de grande importância, sabendo-se que o mau funcionamento do equilíbrio extra e intratimpânico pode causar grande desconforto aos seres humanos. Exemplo disso são as bolsas de retração, pois sabe-se que estas são as mais importantes manifestações clínicas da diminuição da pressão no interior da CT [14]. A otite média é uma patologia muito comum que apresenta fluido líquido dentro da CT e que está geralmente associada a hipoacusia por acumulação dos exsudados, que podem ser serosos, mucosos, purulentos e mucopurulentos [14].

Outro exemplo de desequilíbrio em que esta pressão pode ocorrer relaciona-se com o mergulho em profundidade. Se o mergulhador não estiver atento à compensação da pressão na CT, pode surgir como consequência hemorragia e trauma no canal auditivo externo (CAE) e membrana timpânica. Em alguns casos evoluem para uma lesão otológica provocada por barotrauma.

O objetivo principal deste trabalho foi estudar a influência de diferentes fluidos aplicados na CT e CAE no comportamento biomecânico da cadeia tímpano-ossicular, recorrendo a um modelo de simulação numérica baseado no método dos elementos finitos. Tendo esta percepção, será mais fácil simular algumas das patologias que atingem o ouvido e comparar com o ouvido normal.

2. Material e métodos

O primeiro passo deste trabalho foi a construção do modelo da cadeia tímpano-ossicular do ouvido médio (membrana timpânica e os 3 ossículos, martelo, bigorna e estribo), incluindo ligamentos (superior, lateral e anterior do martelo, superior e posterior da bigorna, ligamento anular do estribo) e 2 músculos (tensor do tímpano e estapédico) [12]. O modelo foi adaptado [13] baseado no dimensionamento descrito na obra de Paço et al. [14]. Na tabela 1 é possível verificar o número de nós e elementos utilizados na membrana timpânica e ossículos. O software utilizado foi o ABAQUS/CAE versão 6.5 [15]. Foi feita uma análise dinâmica em regime estacionário, utilizando o comando «steady state dynamics» do ABAQUS.

Baseado no trabalho de Sun et al. [7] e no trabalho de Prendergast et al. [5], foram estipuladas as propriedades de material para

Tabela 1

Número de elementos e nós dos diferentes componentes

Componentes:	Elementos	Nós
Membrana timpânica	11.165	15.295
Martelo	18.841	3.932
Bigorna	39.228	8.373
Estribo	9.218	2.840

o ouvido médio. O coeficiente de Poisson foi assumido como 0,3 para todos os materiais. A membrana timpânica foi discretizada com a utilização de elementos tridimensionais hexaédricos de 8 nós, C3D8, sendo esta dividida em 3 camadas conforme a sua anatomia [13,14]. A *pars flaccida* é considerada elástica isotrópica. Já para a *pars tensa* foram estipuladas propriedades diferentes para cada camada, sendo a camada externa e a camada interna considerada isotrópica e a camada central ortotrópica. Para «E», o módulo de Young, o índice θ indica direção tangencial e r a direção radial (tabela 2). Para a discretização dos ossículos optou-se por utilizar elementos tetraédricos, do tipo C3D4, tendo sido estabelecido um valor de $1,41 \text{ E} + 10 \text{ Pa}$ para o módulo de Young. A massa específica varia de acordo com as partes constituintes dos próprios ossículos (tabela 2).

O CAE e a CT foram construídos através da própria membrana timpânica. Foram criados elementos de fluido junto à membrana timpânica, tanto na parte externa como na parte interna, simulando, respetivamente, a passagem para o CAE (fig. 1) e para a CT (fig. 2).

Os nós das extremidades livres dos ligamentos e dos músculos foram completamente fixos. Para esta simulação foram usados 7.645 elementos de fluido do tipo F3D4.

Para a passagem para o CAE e para a CT foram efetuadas 5 simulações diferentes de acordo com as propriedades estipuladas para os fluidos destas regiões:



Figura 1. Simulação do CAE.



Figura 2. Vista da CT com a membrana timpânica à transparência, evidenciando os ossículos no seu interior.

Tabela 2

Propriedades de material da membrana timpânica e ossículos

Propriedades Material	Massa específica (Kg/m ³)	Módulo de Young (N/m ²)
Membrana timpânica		$1,20 \times 10^3$
<i>Pars tensa</i>		
Camada 1		$1,00 \times 10^7$
Camada 2		$E_\theta = 2,00 \times 10^7$; $E_r = 3,20 \times 10^7$
Camada 3		$1,00 \times 10^7$
<i>Pars flaccida</i>		$1,00 \times 10^7$
Ossículos		$1,41 \times 10^{10}$
<i>Martelo</i>		
Cabeça	$2,55 \times 10^3$	
Pescoço	$4,53 \times 10^3$	
Cabo	$3,70 \times 10^3$	
<i>Bigorna</i>		
Corpo	$2,36 \times 10^3$	
Curta apófise	$2,26 \times 10^3$	
Longa apófise	$5,08 \times 10^3$	
<i>Estribo</i>	$2,20 \times 10^3$	

- Só a cadeia tímpano-ossicular.
- CAE com a presença de fluido líquido.
- CAE com a presença de ar.
- CT com presença de ar.
- CT com presença de fluido líquido.

Baseado no modelo de Yeoh [16], os ligamentos foram considerados como tendo um comportamento não linear hiperelástico. As constantes c_1 , c_2 e c_3 foram obtidas de referências contidas na literatura [17].

A simulação das articulações entre os ossículos, martelo/bigorna e bigorna/estribo foram efetuadas por intermédio de formulações matemáticas representativas de contacto [16,18], com um coeficiente de atrito igual a 0,9 [19].

A membrana timpânica foi fixa simulando o sulco timpânico. Anatomicamente, a *pars flaccida* está livre. A *pars tensa* foi fixa em toda a sua periferia, sendo que no quadrante póstero-superior a membrana timpânica foi presa pela camada interna, utilizando-se um nó para a prender. Nos outros quadrantes, a membrana timpânica foi presa pela camada interna e externa, utilizando-se 2 nós.

Os ossículos estão ainda suspensos por músculos [20] e ligamentos [12,21]; martelo pelos ligamentos superior, lateral e anterior e pelo músculo tensor do tímpano; a bigorna pelos ligamentos superior e posterior e o estribo pelo músculo estapediano. Na periferia à volta da platina do estribo o ligamento anular foi modelado com 78 elementos de barra, do tipo T3D2, em que cada um dos nós da extremidade destes elementos foi fixo. Todos os elementos de fluido, que simulam a passagem para o CAE e para a CT, também foram fixos.

Com o objetivo de perceber o comportamento do ouvido médio, ao longo de uma gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz, efetuaram-se simulações da aplicação de um nível de pressão sonora uniforme de 105 dB SPL (decibel Sound Pressure Level).

O dB SPL é uma medida logarítmica da pressão sonora (p) para um som em relação a um valor de referência ($p_0 = 20 \mu\text{Pa}$ correspondente ao limiar de audibilidade), definida por:

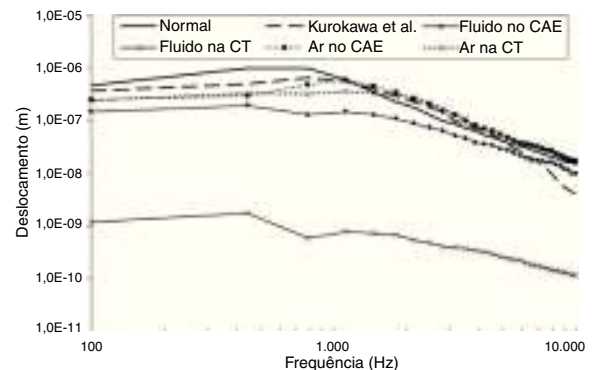
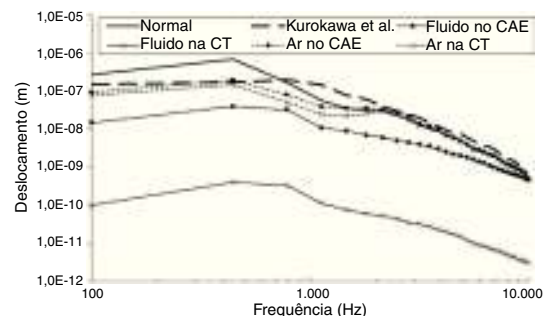
$$\text{SPL} = 20 \times \log_{10}\left(\frac{p}{p_0}\right) \quad (1)$$

A carga aplicada na membrana timpânica foi simulada para um nível de pressão sonora uniforme de 105 dB SPL, a que corresponde uma pressão sonora de 3,56 Pa (pressão uniformemente distribuída por toda a face exterior da membrana timpânica). Esta pressão é aplicada no tempo em função sinusoidal de modo a induzir a excitação da membrana.

3. Resultados

A fim de validar o modelo criado para a cadeia tímpano-ossicular, foi feito um estudo dinâmico para uma gama frequencial compreendida entre 100 Hz e 10 kHz. Para se poder comparar com os resultados obtidos do estudo experimental de Kurokawa et al. [2], foi aplicada na membrana timpânica a mesma pressão sonora (3,56 Pa). As figuras 3 e 4, que mostram respetivamente os deslocamentos do umbo e da platina do estribo, permitem verificar que os resultados obtidos no presente modelo estão em conformidade com os resultados obtidos por Kurokawa et al. [2].

A partir das simulações efetuadas foram obtidos os deslocamentos do umbo e de um ponto central da platina do estribo. Compararam-se os deslocamentos dessas simulações entre si, com os resultados do modelo apenas da cadeia tímpano-ossicular

**Figura 3.** Deslocamentos do umbo para 105 dB SPL.**Figura 4.** Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para 105 dB SPL.

(considerado modelo normal) e com os resultados obtidos por outro autor presente na literatura [2].

Verifica-se na [figura 3](#) que os deslocamentos do umbo obtidos na simulação que possui pressão de fluido líquido na CT são de amplitude inferior aos outros resultados. Em casos de otite, o interior da CT fica preenchida por líquido, situação esta que pode ser comparada com esta simulação.

Para os outros resultados (pressão de fluido líquido, pressão de ar no CAE e pressão de ar na CT) as diferenças não são tão significativas. No entanto, nas frequências mais graves notam-se maiores diferenças, podendo observar-se que os deslocamentos são do menor para o maior, respetivamente, simulação com presença de fluido líquido no CAE, simulação com ar na CT e simulação com ar no CAE. Pode-se observar nos resultados da [figura 4](#) que os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo, obtidos nestas simulações, apresentam o mesmo comportamento dos deslocamentos do umbo apresentados na [figura 3](#).

É importante salientar que sempre que há fluido líquido envolvido os deslocamentos são de amplitude inferior e quando envolve a CT são ainda menores.

Os deslocamentos obtidos com o modelo apenas com a cadeia tímpano-ossicular são de amplitude superior aos deslocamentos obtidos com o modelo que possuiu CT e passagem para o CAE.

Quando comparamos a simulação com o modelo com a CT e o CAE, utilizando ar, vê-se uma maior movimentação da membrana timpânica do que quando utilizado fluido líquido.

4. Conclusões

A presente investigação teve como objetivo o estudo de diferentes fluidos aplicados à membrana timpânica pela aplicação do método dos elementos finitos. Para o efeito, utilizou-se um modelo computacional para a simulação biomecânica da cadeia tímpano-ossicular do ouvido humano.

Aplicando à membrana timpânica um nível de pressão sonora de 105 dB SPL foram determinados os respetivos deslocamentos do umbo e da parte central da platina do estribo e os resultados foram comparados entre si e com os resultados de outro autor presente na literatura.

Para a simulação do CAE e da CT, consideraram-se elementos de fluido nesta região para as diferentes partes constituintes. Simulou-se a existência de ar e fluido líquido tanto no CAE como na CT. Foram feitas análises das diferentes pressões através da utilização de diferentes fluidos na CT. Relativamente aos deslocamentos, tanto do umbo como da platina do estribo, comparando a existência de ar e fluido líquido no CAE, os resultados obtidos com ar aproximam-se mais da curva normal. Comparando a existência de ar e fluido líquido na CT, as diferenças são muito mais significativas, apresentando valores numa ordem de grandeza 10^3 inferiores quando existe líquido dentro da CT. Pode concluir-se que todos os resultados com a utilização de fluido são de amplitude inferior aos resultados com a utilização de pressão de ar.

Uma visão mais aprofundada do funcionamento do ouvido humano, em busca de uma melhor intervenção futura, pode ser adquirida a partir de um melhor conhecimento da simulação do comportamento biomecânico do ouvido. Para tal, como trabalhos futuros pretende-se a melhoria do modelo computacional, incluindo o ouvido interno, possibilitando assim uma avaliação completa do comportamento de todo o ouvido.

Agradecimentos

Agradece-se o financiamento concedido ao projeto PEst-OE/EME/LA0022/2013, da Fundação da Ciência e Tecnologia, Portugal e ao projeto «Biomechanics: contributions to the healthcare», referência NORTE-07-0124-FEDER-000035 cofinanciado pelo Programa Operacional Regional do Norte (ON.2-O Novo Norte), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

Referências

- [1] W.R.J. Funnell, C.A. Laszlo, Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite element method, *J Acoust Soc Am* 63 (1978) 1461–1467.
- [2] H. Kurokawa, R. Goode, Sound pressure gain produced by the human middle ear, *Otolaryngol Head Neck Surg* 113 (1995) 349–355.
- [3] S. Nishiara, R. Goode, Measurement of tympanic membrane vibration in 99 human ears, in: K.B. Huttenbrink (Ed.), *Middle ear mechanics in research and otosurgery*, Dresden University of Technology, Dresden, Germany, 1996, pp. 91–93.
- [4] A. Huber, G. Ball, M. Asai, R. Goode, The vibration pattern of the tympanic membrane after placement of a total ossicular replacement prosthesis, *Proceeding of the International Workshop on middle ear mechanics in research and otosurgery*, Germany: Dresden (1997) 219–222.
- [5] P. Prendergast, P. Ferris, H. Rice, A. Blayney, Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method, *Audiol Neurotol* (1999) 185–191.
- [6] R.Z. Gan, Q. Sun, K.J. Robert, K. Chang, K. Dormer, Three-dimensional modeling of middle ear biomechanics and its applications, *Otol Neurotol* 23 (2002) 271–280.
- [7] Q. Sun, R. Gan, K. Chang, K. Dormer, Computer-integrated finite element modeling of human middle ear, *Biomech Model Mechanobiol* 1 (2002) 109–122.
- [8] R.Z. Gan, B. Feng, Q. Sun, Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission, *Ann Biomed Eng* 32 (2004) 847–859.
- [9] R.Z. Gan, Q. Sun, B. Feng, M.W. Wood, Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear: Pressure distributions, *Med Eng Phys* 28 (2006) 395–404.
- [10] C.F. Lee, P.R. Chen, W.J. Lee, J.H. Chen, T.C. Liu, Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis, *Bio-medical Engineering: Applications, Basis and Communications* (5) (2006) 214–221.
- [11] F. Gentil, R.M.N. Jorge, A.J.M. Ferreira, M.P.L. Parente, P.A.L.S. Martins, E. Almeida, Biomechanical simulation of middle ear using hyperelastic models, *J. of Biomechanics* 39 (2006) 388–389.
- [12] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, R.N. Jorge, J. Tavares, et al., The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments: A finite element analysis, Part H: *Journal of Engineering in Medicine* 225 (2010) 68–76.
- [13] C. Garbe, F. Gentil, M. Parente, P. Martins, R.N. Jorge, Aplicação do método dos elementos finitos no estudo da membrana timpânica, *Audiologia em Revista* 2 (2009) 99–106.
- [14] J. Paço, C. Branco, H. Estibeiro, D. Oliveira, The postero/superior quadrant of the tympanic membrane, *Otolaryngol Head Neck Surg* 140 (2009) 884–888.
- [15] D. Hibbit, B. Karlsson, P. Sorenson, *ABAQUS Analysis User's Manual*, version 6.5, Hibbit, Karlsson & Sorenson Inc., USA, 2004.
- [16] O.H. Yeoh, Characterization of elastic properties of car-bon-black-filled rubber vulcanizates, *Rubber Chemistry and Technology* 63 (1990) 792–805.
- [17] P.A.L.S. Martins, R.M.N. Jorge, A.J.M. Ferreira, A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties. Application to silicone-rubber and soft tissues, *Strain* 42 (2006) 135–147.
- [18] P. Wriggers, *Computational contact mechanics*, John Wiley & sons Ltd (eds), 2002.
- [19] F. Gentil, R.M.N. Jorge, A.J.M. Ferreira, M.P.L. Parente, M. Moreira, E. Almeida, Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido médio, *Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing.* 23 (2) (2007) 177–187.
- [20] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, R. Natal, A. Ferreira, et al., The influence of muscles activation on the dynamical behaviour of the tympano-ossicular system of the middle ear, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 16 (4) (2013) 392–402.
- [21] F. Gentil, C. Garbe, M. Parente, P. Martins, A. Ferreira, R. Natal, et al., Analysis of eardrum pathologies using the finite element method, *J. Mech. Med. Biol.* 14 (3) (2014), World Scientific Publishing Company DOI: 10.1142/S0219519414500341.