

Entrada de água através do tubo de timpanostomia: Estudo preliminar com recurso ao modelo multifásico de dinâmica de fluidos computacional

Water through the tympanostomy tube: Preliminary study using a computational fluid dynamics multiphase model

João Brito Subtil • Nuno Martins • Teresa Nunes • Dídía Covas • Paulo Vera-Cruz • João Paço

RESUMO

Objectivos: A miringotomia com tubos é a cirurgia otológica mais comum e na sequência da mesma a maioria dos otorrinolaringologistas recomenda empiricamente a evicção da entrada de água para os ouvidos. O principal objectivo deste trabalho é a análise do comportamento dinâmico do ar-água no interior do canal auditivo externo e do tubo transtimpânico durante a submersão.

Desenho do Estudo: Modelo multifásico de Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD)

Material e métodos: Utilizaram-se imagens de uma tomografia computadorizada de ouvidos de uma criança para definir a geometria do ouvido externo e médio, posteriormente empregue para a construção de um modelo multifásico ar-água de dinâmica dos fluidos computacional (CFD). Este modelo foi usado para estudar a entrada de água e a saída de ar pela tuba auditiva.

Resultados: O modelo multifásico CFD descreve eficazmente a progressão da frente líquida no canal auditivo externo, o comportamento do ar retido e a sua saída através da tuba auditiva. Prevê, igualmente, sob que condições ambientais a água atravessa o tubo transtimpânico até ao ouvido médio.

Na simulação de elevação de pressão num canal contendo água, enquanto à superfície (sem aumento de pressão na nasofaringe), a água atravessou quase imediatamente o tubo transtimpânico. Na simulação de submersão, com aumento paralelo de pressão na nasofaringe, a água nunca penetrou medialmente no canal, e assim, nunca observámos água através do tubo. Verificámos deste modo que a variação da pressão na nasofaringe em paralelo com a do exterior (por vaso comunicante através da fossa nasal) dificulta a passagem de água no tubo quando em imersão

Conclusões: O que observámos no modelo está alinhado com os resultados previamente publicados pelo que o consideramos adequado para estudar o comportamento da água e do ar retido no ouvido externo e médio. Os resultados ampliam os conhecimentos anteriores, por incluir a função de escape da tuba auditiva. Nas mesmas condições dos modelos previamente publicados (não considerando a função tubária) os nossos resultados são concordantes com os da literatura, constatando-se passagem de água com pressão através do tubo. Contudo, em submersão e considerando a função tubária, no nosso modelo constatámos que em profundidades inferiores a 1 metro a água não atravessou o tubo.

Palavras-chave: miringotomia, tubos transtimpânicos, água, cuidados pós-operatórios

João Brito Subtil

Otorrinolaringologista, Consultor, Hospital Cuf Descobertas e Hospital de Beatriz Ângelo
Investigador e doutorando da Nova Medical School e CEDOC

Nuno Martins

Investigador, Pós-doutoramento, CERIS, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

Teresa Nunes

Neurorradiologista, Hospital da Luz, Hospital de Beatriz Ângelo

Dídía Covas

Professora Associada, CERIS, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

Paulo Vera-Cruz

Otorrinolaringologista, Consultor, Hospital da Luz
Investigador e Professor convidado da Nova Medical School

João Paço

Coordenador do Serviço de Otorrinolaringologia do Hospital CUF Infante Santo
Professor Regente Otorrinolaringologia da Faculdade de Ciências Médicas de Lisboa

Correspondência:

João Brito Subtil
joaosubtil@gmail.com

Artigo recebido a 8 de Outubro 2017. Aceite para publicação a 8 de Novembro de 2017.

ABSTRACT

Objectives: Myringotomy with tubes is the most common otologic surgery, and most surgeons prescribe water exposure precautions after surgery. The dynamics of air and water inside the external auditory canal and the transtympanic tube during submersion is analysed and preliminary results are presented. **Study Design:** Multiphase Computational Fluid Dynamics Model (CFD)

Material and methods: A computerized tomography was the base of the outer and middle ear geometry. The multiphase air-water model of Computational Fluid dynamics (CFD) model

was then used in the study the inflow of water, and the escape of air through the auditory tube.

Results: The multiphase CFD model effectively describes the progression of the fluid front in the external auditory canal, the behaviour of the retained air and the air release through the auditory tube. The model also predicts under which conditions water crosses the tube to the middle ear.

Conclusions: The model confirms previously published results and can be considered adequate to study the behaviour of air and water retained in the external and middle ear.

Keywords: myringotomy, tympanostomy tubes, water, postoperative care

INTRODUÇÃO

A miringotomia com implantação de tubo transtimpânico é a cirurgia otológica mais frequente⁽¹⁾, indicada por diagnósticos como a otite média crónica com derrame, ou a otite média aguda recorrente. Esta cirurgia diminui em 32% o tempo com derrame no ano seguinte à cirurgia e melhora a audição, especialmente durante os 6 primeiros meses, segundo uma revisão sistemática da Cochrane Library⁽²⁾. Parece ainda minorar a incidência de otite média aguda recorrente, e providencia uma via de drenagem e de administração de terapêutica ototópica, promovendo uma melhoria significativa da qualidade de vida do paciente intervencionado^(3,4).

Estes tubos geralmente permanecem no tímpano por alguns meses, muitas vezes entre 6 a 12 meses⁽¹⁾, e durante este período a otorreia é a complicação mais frequente, com uma incidência de 26 a 83%^(1,5,6,7). As infecções do tracto respiratório superior são o factor de risco mais comum para a otorreia nestas crianças^(6,7,8). Por outro lado, a exposição a água tem sido apontada como desencadeante, e, embora esta associação não seja suportada pela literatura, muitos otorrinolaringologistas mantêm a recomendação de protecção da exposição a água no banho, na piscina e na praia^(5,9,10), com utilização de tampões ou mesmo evitando as actividades aquáticas.

A mecânica dos fluidos no interior do canal auditivo externo, sobretudo quando o tubo transtimpânico está inserido, não está suficientemente documentada na bibliografia. Quando submergimos a cabeça ou quando molhamos a cabeça no duche, por exemplo, a água só entra no canal auditivo externo (e mais medialmente) se houver pressão para essa entrada, e se o ar que ocupa o canal se deslocar para lhe dar lugar. A presença de um tubo transtimpânico põe em comunicação o canal auditivo externo com a cavidade timpânica, o que permitirá o escape do ar se a tuba auditiva for aberta por gradiente de pressão.

Vários modelos procuraram avaliar a entrada de água no canal auditivo externo, e mais medialmente através do tubo transtimpânico. Estudos publicados desde 1984 usaram modelos *in vitro*^(12,13,14), concluindo que é necessária pressão aumentada para atravessar o tubo. Um trabalho avaliou um modelo de cabeça completa, com canal auditivo externo e tímpano, e concluiu que

a submersão a profundidades menos profundas que 60 cm só raramente leva a passagem de água⁽¹¹⁾.

No entanto, estes modelos da mecânica dos fluidos apresentam várias limitações na análise, em particular o modelo de cabeça completa (o mais próximo do real), por se tratar de um modelo de cabeça de adulto, em que o canal auditivo é representado por um cilindro perpendicular à superfície (muito distinto de um canal natural) e em que não existe tuba auditiva. Esta última é particularmente importante, dado que assim não é considerada a oposição ao escape do ar timpânico gerada pelo aumento na pressão faríngea. Para que a água no canal auditivo externo atravessasse o tubo transtimpânico é necessário que o ar comprimido pela entrada de água no canal auditivo externo escape pela tuba. Este escape só ocorre se o gradiente de pressão entre a caixa timpânica e a nasofaringe aumentar a ponto de causar a abertura passiva da tuba. Sucede que, durante a submersão, a pressão que é exercida através do canal auditivo externo (e se transmite pelo tubo transtimpânico até à extremidade timpânica da tuba auditiva) é a mesma que se exerce pela fossa nasal até à nasofaringe (e, assim, à extremidade faríngea da tuba). Nestas condições, parece-nos difícil que a mera submersão seja suficiente para obter o gradiente de pressão necessário para levar a uma abertura espontânea da tuba. Assim, entendemos que os modelos publicados anteriormente omitem uma variável importante, dado que consideram em todos os casos que a pressão no lado faríngeo permanece igual à da superfície.

Para ultrapassar estas limitações e analisar estes fenómenos recorrendo a um modelo o mais próximo possível da realidade, com um canal auditivo inclinado para cima e para dentro, e com dimensões pediátricas e, sobretudo, considerando o papel da pressão variável na nasofaringe no escape pela tuba auditiva, desenvolvemos uma nova análise recorrendo ao modelo numérico multifásico de dinâmica de fluidos computacional (CFD). Estes modelos numéricos são largamente utilizados e validados no estudo das vias aéreas superiores^(15,16,17), embora ainda não exista nenhum modelo do ouvido médio ou externo publicado. O modelo de CFD baseia-se na resolução numérica das equações de Navier-Stokes da continuidade e da conservação do momento (quantidade de movimento) para cada fase do fluido, em relação à pressão, volume e temperatura⁽²⁰⁾. Nestes modelos, a variação de pressão e volume nos líquidos é descrita pelo módulo volumétrico. Para os gases, e de acordo com a teoria cinética dos gases, em que as partículas não apresentam atracção intermolecular, o comportamento é descrito pela lei dos gases perfeitos⁽²⁰⁾.

Os principais objectivos desta análise são: i) avaliar a possibilidade de elaborar um modelo numérico que descreva a progressão da frente líquida dentro do canal auditivo externo após submersão da cabeça; ii)

avaliar se os resultados encontrados compaginam com os resultados de estudos anteriores; e finalmente, iii) avaliar se pressão variável na nasofaringe (em vaso comunicante com o exterior, pela fossa nasal), dificulta a passagem de água no tubo quando em submersão.

MATERIAL E MÉTODOS

Para a construção do modelo definimos os limites do canal auditivo externo e da cavidade timpânica usando a geometria obtida por imagens de uma TC de ouvidos, efectuada a uma criança de 3 anos, por otomastoidite esquerda.

Para este efeito utilizaram-se as imagens centradas ao ouvido direito, considerado clinicamente são e sem alterações com significado patológico na avaliação imagiológica.

Preferimos recorrer a uma tomografia em idade pediátrica por a miringotomia ser maioritariamente realizada nesta idade, e assim ser mais pertinente uma eventual generalização de resultados.

O exame foi adquirido em equipamento Siemens Definition AS, por técnica helicoidal com colimação de 0,6mm, com 120Kv, 35mA e apresentado em algoritmo

FIGURA 1

Imagem coronal de TC de ouvido direito usada para definição da geometria do canal auditivo externo e cavidade timpânica necessária para a construção do modelo

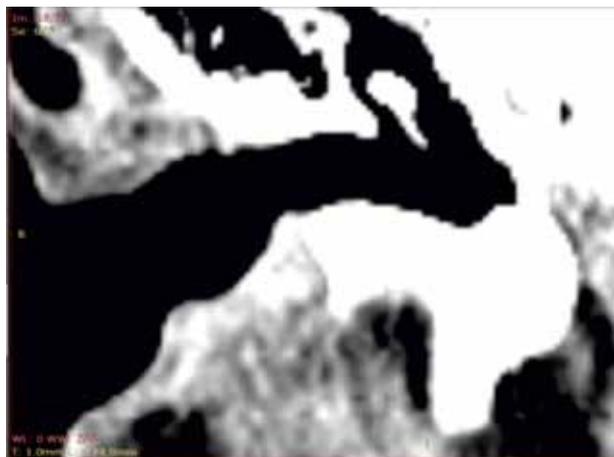
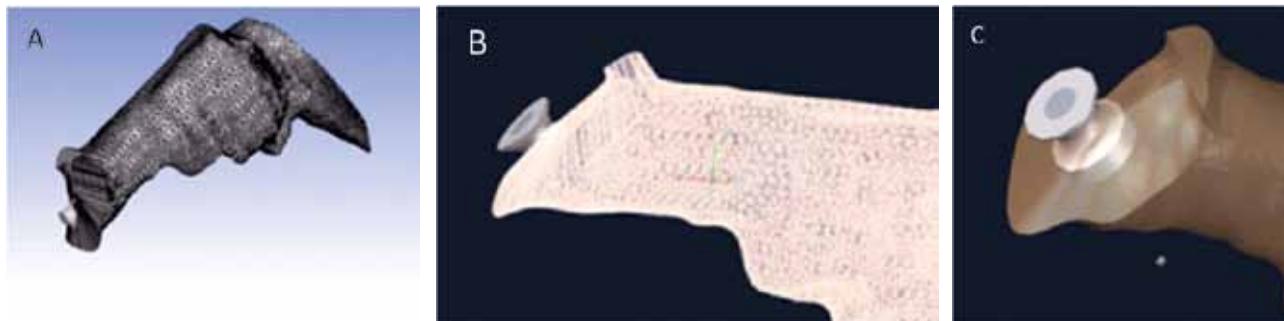


FIGURA 2

a) Imagem Autocad da geometria do modelo com o canal auditivo externo incluindo o tímpano e tubo e b) e c) pormenores da geometria do tubo inserido na membrana timpânica.



ósseo e de partes moles, com janelas adequadas à definição da fronteira entre a pele do canal auditivo externo/mucosa da cavidade timpânica e o ar (Figura 1). Estas imagens foram posteriormente reformatadas no plano sagital perpendicular ao longo eixo do canal auditivo externo direito, usando o programa SyngoVia, com espessura de 1.0 mm e intervalo de 1.0 mm.

Foi delimitado o contorno do canal auditivo externo e da cavidade timpânica em cada uma das imagens da reformatação. A sobreposição da informação das várias secções foi utilizada para construir a geometria do modelo, através do programa de desenho tridimensional AutoCAD® (Figura 2).

Guiámo-nos pelos acidentes ósseos do canal auditivo externo e o umbo para definir o perímetro da membrana timpânica no modelo, na qual inserimos a geometria do tubo transtimpânico.

O modelo de tubo escolhido foi o mais comum, que é o tubo tipo Shepard de 1,14 mm de calibre e 2,4 mm de comprimento, e “botão” de 2,4 mm em cada extremidade.

Por abstracção, a parede lateral do canal auditivo externo foi definida por um plano que passa pelo antélix, tragus e anti-tragus (incluindo a fossa conchal na avaliação da dinâmica de fluidos no canal). As cavidades mastoideias não foram incluídas no modelo.

A superfície deste sólido foi então dividida em pequenos poliedros que constituem volumes finitos e que permitiram simplificar o estudo posterior desta superfície orgânica irregular.

Nesta fase, o desenho tridimensional foi melhorado através de um tratamento de regularização da sua superfície com recurso ao o programa de acesso livre Blender®, o que lhe conferiu um aspecto mais natural e orgânico (Figura 3). Foi também verificado, elemento a elemento, que o conjunto estava estanque, o que permitiu nas fases seguintes simular a inundação do canal durante a submersão.

Uma vez obtido o continente, recorreremos ao programa Ansys-Fluent® para simular as condições de exposição à água e as diversas condições de pressão que correspondem às profundidades crescentes.

FIGURA 3

Vários aspectos do modelo numérico do canal auditivo externo (incluindo fossa conchal) e cavidade timpânica, após processamento em Blender®.



Recorremos a simplificações necessárias para a computação, mas sempre no sentido de majorar a eventual passagem de água para o ouvido médio:

1. A exposição à profundidade teste foi simulada como ocorrendo instantaneamente e durante todo o teste, sabendo que na realidade a submersão se inicia naturalmente à superfície e gradualmente, num movimento parabólico, atinge a profundidade máxima, para depois retornar à superfície.

2. Por congruência com a exposição à profundidade teste que considerámos instantânea, considerámos também a abertura instantânea da tuba, imediata ao estabelecimento do gradiente de pressão, apesar de na realidade existir um tempo de latência, que será variável de acordo com as condições fisiopatológicas e anatómicas da tuba e que provavelmente será determinante para o início da passagem de água no tubo.

3. Considerámos a ausência de elementos hidrofóbicos na superfície do modelo, o que dispensou a simulação com água saponácea.

4. Optámos por utilizar como valor de gradiente de pressão necessário para a abertura passiva da tuba (no sentido do escape faríngeo) já encontrado por outros autores, mas em casos de função tubária normal, ainda que muitas das crianças que colocam tubos transtimpânicos tenham disfunção tubária. Adoptámos assim o valor daqueles autores de cerca de 3550Pa obtido por duas metodologias distintas^(18,19).

Neste trabalho apresentamos as medidas de pressão de acordo com o Sistema Internacional, ou seja, em pascal. No entanto, para facilitar a compreensão, a pressão simulada de submersão e o aumento da pressão no canal sem submersão são indicadas em cm de água, em que a pressão equivalente a 30 cm de profundidade é cerca de 2 942Pa (pascal).

Para modelar a interacção ar-água no sistema pressurizado, adoptámos o módulo de elasticidade da água, e considerámos o comportamento do ar de acordo com a lei dos gases perfeitos (fase compressível)⁽²⁰⁾. As propriedades dos fluidos consideradas foram igualmente retiradas da bibliografia⁽²⁰⁾: para a água correspondem à da água doce vulgar à temperatura de 20°C, com

peso molecular de 18,0152 kg/kgmol, viscosidade de 0,001003 kg/m.s e condutividade térmica de 0,6w/m.k, e a densidade calculada pela equação de módulo volumétrico (variável conforme a pressão); para o ar considerou-se peso molecular de 28,966kg/kmol, viscosidade de 1,7894x10-5kg/m.s e condutividade térmica de 0.0242w/m.k, a temperatura de 310k e 1atm, e a densidade foi calculada pela equação dos gases perfeitos. A aceleração da gravidade considerada foi de 9,8071 m / s² (constante universal)⁽²⁰⁾.

Neste modelo foi utilizado o método de volumes finitos (FVM-Finite volume method) para fluidos, em que o volume global em estudo é discretizado em poliedros de muito pequenas dimensões, sendo as variações das propriedades de massa, energia e quantidade de movimento avaliadas em cada um destes elementos. Deste estudo em cada elemento emana o estudo do seu conjunto, de onde podemos compreender o volume global e as transferências de energia ou o movimento em cada parte. É um modelo robusto e preferido para este tipo de simulações de fluidos, dado que impõe que, em cada elemento, as propriedades estudadas obedeçam à lei da conservação. Neste programa, após o cálculo de cada elemento, é produzida uma simulação cinemática do canal com água, em que se observa em filme o movimento sucessivo do conjunto.

Submetemos então o modelo a profundidades crescentes em intervalos de 10 cm, desde os 30 cm e até aos 90 cm, e procurámos identificar os picos em que a pressão na cavidade timpânica (e a profundidade correspondente) é suficiente para provocar a abertura espontânea da tuba auditiva, e o tempo necessário para a água no canal alcançar a cavidade timpânica.

Simulámos também a situação de aumento de pressão de um canal auditivo externo com água, mas sem aumento de pressão na nasofaringe, mimetizando o que acontece se o canal for pressionado à superfície da água, sem submersão, ou o que acontece com gotas tóxicas auriculares.

RESULTADOS

Nos testes com imersão simulada no modelo por CFD nunca se atingiu diferencial de pressão suficiente

para abertura espontânea da tuba em nenhuma das profundidades sucessivamente testadas (i.e., a pressão externa da imersão foi transmitida igualmente e sincronamente a ambas as extremidades da tuba pelo canal auditivo externo e pela nasofaringe). Desta forma, não se observou a saída de ar pela tuba auditiva, nem a consequente passagem de água no tubo transtimpânico do canal auditivo externo para a cavidade timpânica.

A reconstrução cinemática tridimensional desta exposição a água em imersão ilustrou os resultados obtidos pela avaliação de pressão, não tendo documentado passagem de água pelo tubo transtimpânico para a cavidade timpânica em nenhuma das profundidades testadas. Na Figura 4 são ilustradas várias iterações desta animação tridimensional na exposição a 50 cm de profundidade nas condições do modelo, onde observamos a ondulação da fronteira das fases, sem que haja penetração para a porção medial do canal auditivo externo.

FIGURA 4

Exposição do modelo CFD a água a 50 cm de profundidade, com aumento de pressão transmitido simultaneamente ao canal auditivo externo e nasofaringe (através das fossas nasais). Visão ântero-posterior do canal auditivo externo e cavidade timpânica, em que se pode observar a ausência de água na porção medial do canal auditivo externo.

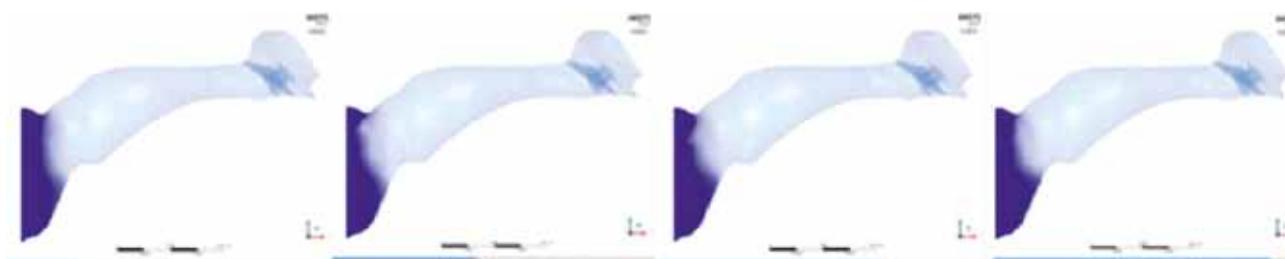


TABELA 1

Evolução do gradiente de pressão (em pascal) na tuba auditiva de acordo com o tempo de exposição a sucessivas pressões (em cm de água). Sombreadas a azul estão as circunstâncias com gradiente superior ao necessário para a abertura passiva da tuba auditiva no nosso modelo, evidenciando que mesmo para pressões pouco superiores à atmosférica, basta menos de um segundo para levar a esta abertura

Tempo\Pressão	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm	70 cm	80 cm	90 cm
0,0001 s	00Pa	00Pa	00Pa	00Pa	00Pa	100Pa	100Pa
0,0002 s	300Pa	300Pa	400Pa	500Pa	600Pa	600Pa	700Pa
0,0003 s	700Pa	900Pa	1100Pa	1300Pa	1400Pa	1600Pa	1800Pa
0,0004 s	1100Pa	1400Pa	1700Pa	2100Pa	2400Pa	2700Pa	300Pa0
0,0005 s	1600Pa	2100Pa	2600Pa	3100Pa	3500Pa	3900Pa	4400Pa
0,0006 s	2200Pa	2900Pa	3500Pa	4100Pa	4700Pa	5300Pa	5800Pa
0,0007 s	2800Pa	3600Pa	4400Pa	5100Pa	5800Pa	6500Pa	7200Pa
0,0008 s	3400Pa	4300Pa	5300Pa	6200Pa	700Pa0	7900Pa	8700Pa
0,0009 s	3900Pa	500Pa0	6100Pa	7200Pa	8200Pa	9100Pa	10000Pa
0,0010 s	4400Pa	5700Pa	6900Pa	8000Pa	9100Pa	10200Pa	11200Pa
0,0011 s	4800Pa	6200Pa	7600Pa	8800Pa	10100Pa	11300Pa	12400Pa
0,0012 s	5200Pa	6700Pa	8100Pa	9500Pa	10900Pa	12200Pa	13400Pa
0,0013 s	5400Pa	7100Pa	8600Pa	10100Pa	11500Pa	12900Pa	14300Pa
0,0014 s	5600Pa	7300Pa	900Pa0	10600Pa	12100Pa	13600Pa	15100Pa
0,0015 s	5700Pa	7500Pa	9200Pa	10900Pa	12500Pa	14100Pa	15600Pa

FIGURA 5

Traçado dos transitórios de gradientes de pressão na tuba auditiva de acordo com o tempo de exposição a sucessivas pressões. A linha tracejada vermelha define o gradiente necessário para a abertura passiva da tuba auditiva no nosso modelo.

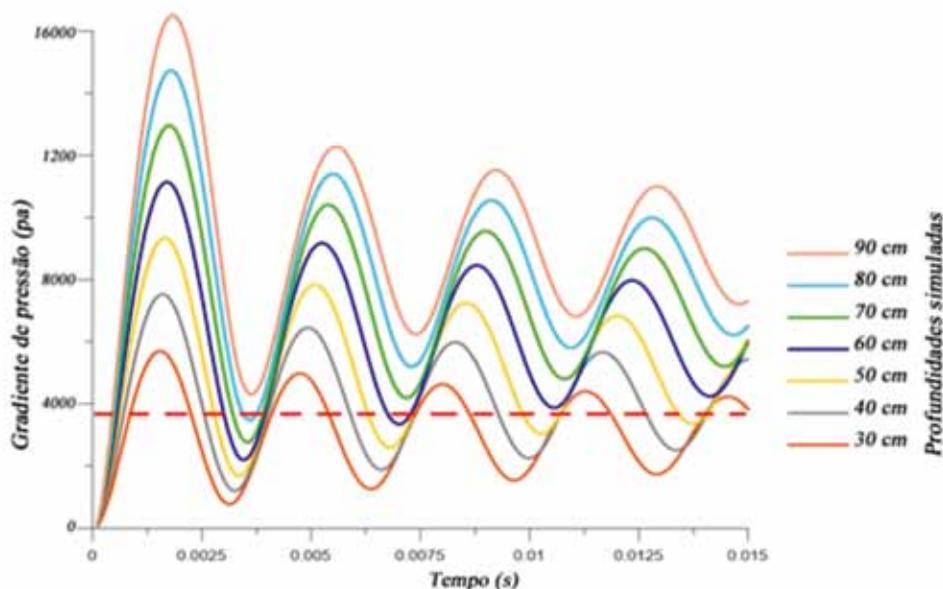
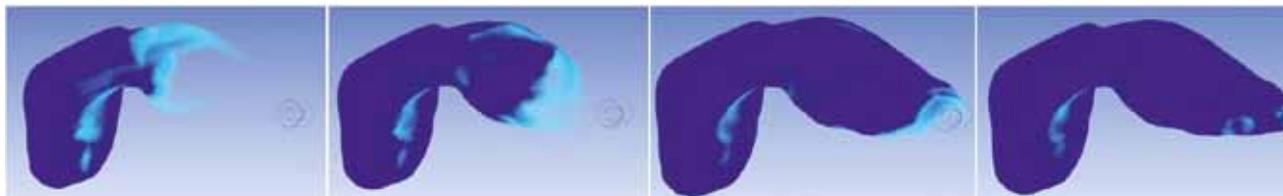


FIGURA 6

Reconstrução cinemática tridimensional do canal auditivo externo exposto a aumento de pressão a 30 cm sem aumento paralelo da pressão na nasofaringe (que se mantém atmosférica), permitindo escape de ar da cavidade timpânica. Visão ântero-posterior do canal auditivo externo e cavidade timpânica, em que se pode observar a progressão da fase líquida no canal auditivo externo, com água a atravessar o tubo transtimpânico e a inundar a cavidade timpânica.



fracções de segundo encontramos gradientes de pressão suficientes para levar à abertura passiva da tuba auditiva, mesmo para a pressão de 30 cm de água. Estes achados significam que, se não houver aumento de pressão na nasofaringe a acompanhar o aumento no canal auditivo externo, ou se o incremento de pressão for apenas localizado ao canal auditivo externo, a tuba auditiva permite muito precocemente o escape de ar. A reconstrução cinemática tridimensional com exposição a água ilustra o que sucede no modelo, em que a tuba permite o escape de ar numa exposição a 30 cm de pressão com água no canal auditivo externo. Na Figura 6 vemos exemplificadas com sucessivas iterações desta animação tridimensional a progressão no canal da fase líquida até ao tímpano, permitida pelo escape do ar pela tuba auditiva. Rapidamente observamos a água a atravessar o tubo e a inundar a cavidade timpânica.

DISCUSSÃO

A utilização de um modelo numérico para inferir o comportamento de estruturas reais corresponde a uma

representação simplificada da realidade e não a uma mensuração. Os modelos constituem uma alternativa razoável, por vezes até mesmo imprescindível, em casos em que a natureza do objecto em estudo é demasiado complexa ou em que a instalação de instrumentos de medida seria impossível ou perturbaria o seu comportamento.

No caso do canal auditivo e ouvido médio não é possível colocar instrumentos de medida, e, mesmo que o fosse, não seria ético expor o ouvido de uma criança saudável a este tipo de testes, pelo que para o estudo do comportamento da água no ouvido com tubo transtimpânico é necessário recorrer a modelos. Podemos recorrer a modelos físicos reais, como os que foram já descritos na literatura^(11,12,13,14), ou modelos numéricos, como o modelo multifásico de CFD que propusemos no nosso trabalho.

A utilização de modelos reais seria sempre extremamente complexa e onerosa, dado que teria que recriar uma anatomia sobreponível ao ouvido de uma criança (com membrana timpânica, canal auditivo externo,

uma cavidade timpânica com dimensões diminutas, e uma tuba auditiva funcionante), onde deveriam ser colocados sensores que não perturbassem a dinâmica dos seus fluidos, e acoplado um mecanismo de escape de ar com as características da tuba auditiva. Construir este modelo é na nossa realidade uma tarefa intangível, pelo que considerámos aceitável recorrer ao modelo multifásico de CFD.

Estes modelos de CFD têm sido sobejamente utilizados em diversos estudos anteriormente publicados, em particular sobre fluxos nas vias aéreas^(15,16,17). No entanto, não temos conhecimento de nenhum estudo que tenha recorrido a CFD para o estudo dos ouvidos externo ou médio. Nesse sentido, este trabalho é inovador e conseguiu construir um modelo que fica disponível para futuros estudos já planeados.

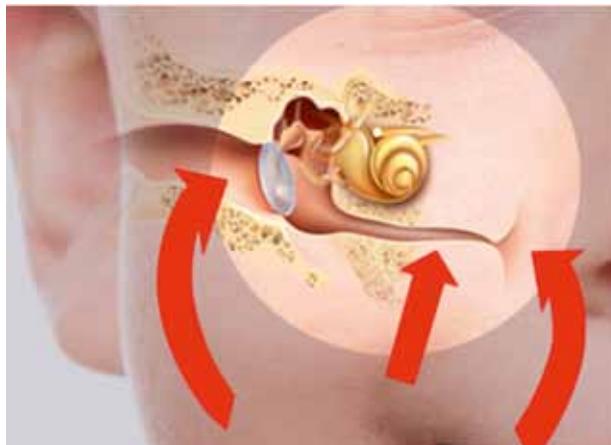
Quando comparado com os modelos descritos em estudos anteriores^(11,12,13,14), o modelo apresentado revela-se mais adequado ao estudo da submersão porque considera o aumento de pressão ao nível da nasofaringe, condição que influencia significativamente a facilidade de passagem de água através de um tubo transtimpânico. Quando uma criança mergulha, a pressão ambiente aumenta e transmite-se igualmente tanto ao canal auditivo externo (e daqui, através do tubo transtimpânico, à cavidade timpânica) como à nasofaringe (através das fossas nasais) por princípio de vasos comunicantes. Além deste mecanismo, a pressão aumenta igualmente em todos os tecidos do organismo e transmite-se indirectamente às paredes da tuba (Figura 7). É este aumento de pressão nasofaríngeo que limita a abertura da tuba e o escape de ar da cavidade timpânica, o que o que por sua vez impede a passagem da água para a região medial do canal auditivo externo. Nenhum dos modelos anteriormente utilizados, entre os quais os mais citados publicados por Pashley⁽¹²⁾ e Herbert⁽¹¹⁾, contempla este mecanismo de aumento da pressão nasofaríngeo. O mais completo, o modelo de Herbert⁽¹¹⁾, recorre a um molde de cabeça adulta, no interior do qual é instalado um canal auditivo (um cilindro regular) no fundo do qual é perpendicularmente colocada uma membrana com um tubo, para dentro da qual é colocado um sensor. Neste modelo não existe nenhum mecanismo de transmissão da pressão ambiente, nem tampouco um mecanismo de escape semelhante à tuba auditiva. Assim, é uma simulação incompleta do que se passa na realidade, limitação que é ultrapassada no nosso modelo.

Os modelos anteriores podem ser adequados para estudar a situação do aumento localizado de pressão no ouvido externo enquanto não há submersão, mas não servem para simular uma situação de submersão.

A consideração da pressão ao nível da nasofaringe no nosso modelo foi determinante para os resultados obtidos. Foi esta variável que nos permitiu concluir que a submersão a menos de um metro de profundidade não é suficiente para atingir um gradiente de pressão

FIGURA 7

Mecanismos de transmissão do aumento de pressão ambiente à tuba auditiva. Directamente por via aérea pelo canal auditivo externo, tubo transtimpânico e cavidade timpânica; directamente pela fossa nasal e nasofaringe; e indirectamente pelo aumento de pressão intersticial em todo o organismo, até às paredes da tuba.



que conduza à abertura espontânea da tuba. Torna-se assim lícito pensar que, em situações em que persista a disfunção tubária (que serão muitas das crianças com tubo transtimpânico) o aumento de pressão no canal auditivo externo não será suficiente para levar à passagem de água.

O modelo desenvolvido apresenta várias limitações em relação ao ouvido real.

Por um lado, o nosso modelo foi construído a partir de imagens de um único ouvido. Sabendo-se que a anatomia do ouvido é variável, sobretudo na população pediátrica, poderá ser questionada a pertinência da generalização dos resultados obtidos. No entanto, e sem prejuízo de posteriormente virmos a modelar outras dimensões ou anatomias possíveis, o que concluímos com este modelo leva-nos a crer que o factor determinante na passagem da água não será a dimensão do canal, mas antes a inclusão do mecanismo de escape tubário.

Por outro lado, não inclui o cerúmen, nem o filme hidrofóbico que cobre a pele do canal e a superfície do tubo. Estas limitações do modelo favorecem a passagem de água, e isso deve ser tido em consideração quando interpretamos os resultados.

Uma abstracção do modelo que majora a passagem de água em relação ao modelo de Herbert é o facto de utilizarmos como limiar a simples presença de água na cavidade timpânica, e não a presença de água suficiente para activar um sensor. Isto poderá em parte justificar a diferença que encontramos em comparação com aquele estudo, em que Herbert detectou passagem relevante de água apenas em pressões equivalentes a profundidades superiores a 50 cm, enquanto nós encontramos uma passagem franca muito precoce e logo aos 30 cm de profundidade equivalente.

Outra simplificação que igualmente majora a passagem de água no nosso modelo foi considerar um ouvido saudável, sem disfunção tubária e sem edema mucoso ou derrame mucóide a ocupar a cavidade timpânica. Assim, no nosso modelo a entrada de água é favorecida nas simulações à superfície, mas não em profundidade, já que nesta situação a tuba não abre de qualquer forma, por não se atingir gradiente de pressão.

Não contemplámos situações pouco frequentes, situações limite ou situações não fisiológicas. Não estudámos submersão superior a um metro, por ser excepcional na infância, mas o mecanismo determinante para a passagem de água através do tubo transtimpânico que encontramos (i.e., a abertura espontânea da tuba auditiva por gradiente de pressão superior aos 3550 Pa) e o facto de termos constatado que em submersão a pressão se estabelece igualmente em ambas as extremidades da tuba, levam a pensar que serão precisas profundidades prolongadas muito superiores a um metro para aumentar de tal forma a pressão que, comprimindo o ar nas cavidades, o leve a diminuir de volume e a permitir que a água atravessasse o tubo.

Não estudámos igualmente situações em que a tuba abre activamente, como durante a deglutição. No entanto, empiricamente, consideramos que as crianças (ou os adultos) não deglutem nem bocejam nem vocalizam durante a apneia, o que nos permite considerar que a abertura activa da tuba durante a apneia em submersão é uma situação muito excepcional. Ainda assim, mesmo que tal suceda, a pressão no lado faríngeo será igual ao lado timpânico, pelo que não deverá haver passagem de ar relevante. Situação diferente será o caso de ser efectuada manobra de Valsalva (sem importância no nosso caso, por ser favorável por empurrar a água para fora), ou de Toynbee (que favoreceria a entrada de água); qualquer uma destas manobras são excepcionais nestas idades.

No entanto, apesar estas limitações, o modelo CFD que desenvolvemos é mais completo e próximo da realidade e consequentemente clinicamente mais pertinente do que todos os modelos apresentados por outros autores^(11,12,13,14), por considerar uma anatomia do canal extraída da real, com as suas irregularidades de superfície, as suas curvas e estreitamentos, que dificultam a progressão da onda líquida e por considerar um ouvido pediátrico, com uma membrana com a sua obliquidade natural. Finalmente, a inclusão do mecanismo de escape da tuba, com a sua abertura espontânea, é uma inovação importante (e determinante, na nossa opinião) na construção de modelos para estes estudos.

Assim, quando estudámos o aumento de pressão no canal auditivo sem aumento correspondente na nasofaringe (simulando pressão aumentada sem submersão), observámos passagem de água através do tubo transtimpânico com pressões menores do que nos

trabalhos anteriores com modelos^(11,12,13,14).

Todavia, quando estudámos condições de submersão, com aumento de pressão em ambos os lados da tuba auditiva, não encontramos passagem de água através do tubo transtimpânico. Estes achados são concordantes com os estudos de exposição a água em crianças, mas não em modelos^(7,21,22,23), incluindo um estudo retrospectivo nosso aceite para publicação⁽²⁴⁾, em que sistematicamente não se encontrou diferença importante na incidência de episódios de otorreia em crianças operadas que tenham tubos transtimpânicos, com vs. sem cuidados de protecção.

CONCLUSÃO

Este modelo permite estudar a exposição à água de forma mais próxima da realidade e mais completa que os modelos até agora publicados.

Simulando a submersão, não documentámos passagem de água no tubo transtimpânico para a cavidade timpânica, concordando com resultados de estudos anteriores, que apontam para não ser necessária protecção do ouvido.

Este trabalho contribui para o esclarecimento de um tema controverso em tempos recentes, e disponibiliza um modelo inovador, para estudo de fluidos no ouvido externo e médio. É um trabalho translacional, só possível por uma franca cooperação entre os investigadores médicos e engenheiros, que todos desejamos que venha a ser mais comum num futuro próximo.

Observações

Parte do trabalho foi apresentado em formato de comunicação livre, no 64º Congresso da Sociedade Portuguesa de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial, no dia 7 de Maio de 2017, em Viana do Castelo.

Protecção de pessoas e animais

Os autores declaram que os procedimentos seguidos estavam de acordo com os regulamentos estabelecidos pelos responsáveis da Comissão de Investigação Clínica e Ética e de acordo com a Declaração de Helsínquia da Associação Médica Mundial.

Confidencialidade dos dados

Os autores declaram ter seguido os protocolos do seu centro de trabalho acerca da publicação dos dados de doentes.

Conflito de interesses

Os autores declaram não ter nenhum conflito de interesses relativamente ao presente artigo.

Fontes de financiamento

Não existiram fontes externas de financiamento para a realização deste artigo.

Referências bibliográficas

1. Rosenfeld RM, Schwartz SR, Pynnonen MA, Tunkel DE, et al. Clinical practice guideline: Tympanostomy tubes in children. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013 Jul;149(1 Suppl):S1-35.
2. Browning GG, Rovers MM, Williamson I, Lous J, Burton MJ. Grommets (ventilation tubes) for hearing loss associated with otitis media with effusion in children. *Cochrane Database Syst Rev.* 2010 Oct 6;(10):CD001801
3. Rosenfeld RM, Bhaya MH, Bower CM, Brookhouser PE, et al. Impact of tympanostomy tubes on child quality of life. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000 May;126(5):585-92.
4. Grindler DJ, Blank SJ, Schulz KA, Witsell DL, et al. Impact of Otitis Media Severity on Children's Quality of Life. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2014 Aug;151(2):333-40.
5. Poss JM, Boseley ME, Crawford JV. Pacific Northwest survey: posttympanostomy tube water precautions. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2008 Feb;134(2):133-5.
6. Giannoni C. Swimming with tympanostomy tubes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000 Dec;126(12):1507-8
7. Goldstein NA, Mandel EM, Kurs-Lasky M, Rockette HE, Casselbrant ML. Water precautions and tympanostomy tubes: a randomized, controlled trial. *Laryngoscope.* 2005 Feb;115(2):324-30.
8. Salata JA, Derkay CS. Water precautions in children with tympanostomy tubes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1996 Mar;122(3):276-80.
9. Wilcox LJ, Darrow DH. Should water precautions be recommended for children with tympanostomy tubes? *Laryngoscope.* 2014 Jan;124(1):10-1.
10. Moualed D1, Masterson L, Kumar S, Donnelly N. Water precautions for prevention of infection in children with ventilation tubes (grommets). *Cochrane Database Syst Rev.* 2016 Jan 27;(1):CD010375.
11. Hebert RL 2nd, King GE, Bent JP 3rd. Tympanostomy tubes and water exposure: a practical model. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1998 Oct;124(10):1118-21.
12. Pashley NR, Scholl PD. Tympanostomy tubes and liquids--an in vitro study. *J Otolaryngol.* 1984 Oct;13(5):296-8.
13. Smith LP, Smullen JL, Younis RT. Differential penetration of ototopicals and water through tympanostomy tubes. *Laryngoscope.* 2005 Aug;115(8):1367-70.
14. Saffer M, Miura MS. Tympanostomy tubes and water *J Pediatr (Rio J).* 2002 Nov-Dec;78(6):475-80.
15. Ma B, Ruwet V, Corieri P, Theunissen R, et al. CFD Simulation and Experimental Validation of Fluid Flow and Particle Transport in a Model of Alveolated Airways. *J Aerosol Sci.* 2009 May;40(5):403-141.
16. Van Ertbruggen C., Corieri P., Theunissen R., Riethmuller M.L., et al. Validation of CFD Predictions of Flow in a 3D Alveolated Bend with Experimental Data *J Biomech. J Biomech.* 2008;41(2):399-405
17. Geng Tian, Michael Hindle, Sau Lee, P. Worth Longest; Validating CFD Predictions of Pharmaceutical Aerosol Deposition with In Vivo Data; *Pharm Res.* Author manuscript; available in PMC 2016 Oct 1.
18. Bunne M, Falk B, Hellström S, Magnuson B. Variability of Eustachian tube function in children with secretory otitis media. Evaluations at tube insertion and at follow-up. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2000 Apr 15;52(2):131-41.
19. Bylander A, Tjernström O, Ivarsson A. Pressure opening and closing functions of the eustachian tube in children and adults with normal ears. *Acta Otolaryngol.* 1983 Jan-Feb;95(1-2):55-62.
20. Çengel, Y. A., Cimbala, J. M.. *Fluid Mechanics-Fundamentals and Applications (Third Edition ed.)* Boston, McGraw-Hill Higher Education 2014
21. Parker GS, Tami TA, Maddox MR, Wilson JF. The effect of water exposure after tympanostomy tube insertion. *Am J Otolaryngol.* 1994 May-Jun;15(3):193-6.
22. Carbonell R, Ruiz-García V. Ventilation tubes after surgery for otitis media with effusion or acute otitis media and swimming. Systematic review and meta-analysis. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2002 Dec 2;66(3):281-9.
23. Wang MC, Liu CY, Shiao AS. Water penetration into middle ear through ventilation tubes in children while swimming. *J Chin Med Assoc.* 2009 Feb;72(2):72-5.
24. Subtil J, Jardim A, Peralta-Santos A, Araújo J, Saraiva J, Paco J. Water protection after tympanostomy (Shepard) tubes does not decrease otorrhea incidence - retrospective cohort study. *Braz J Otorhinolaryngol.* Ref. No.: BJORL-D-17-00203R1 (no prelo)