

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



FEUP

**Estudo Biomecânico para a Reabilitação do Ouvido
Médio Humano**

Marco da Costa Marques

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Bioengenharia

Orientador: Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Coorientador: Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa

Julho 2012

© Marco Marques, 2012

Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano

por

Marco da Costa Marques

Dissertação realizada sob a orientação e coorientação de

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

e

Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa

Resumo

A presente dissertação tem como objetivo analisar e caracterizar o comportamento do ouvido médio quando uma prótese total substitui os elementos da cadeia ossicular de forma a solucionar problemas de surdez de transmissão. Com base num modelo geométrico do ouvido médio saudável, criado a partir imagens de TC, foi criado um modelo onde uma prótese total foi incluída, assim como todos os objetos inerentes a esta adição. Foi assim efetuado o estudo dinâmico de vibrações forçadas para um modelo utilizando o método de elementos finitos. Na sequência deste estudo foi possível obter os deslocamentos ao nível do umbo e da platina do estribo, para diferentes níveis de pressão acústica aplicada sobre a membrana timpânica, quando presente uma cartilagem na interface membrana-prótese de diferentes diâmetros e espessuras são usadas. Estes deslocamentos foram também tirados quando o ângulo que a prótese faz com interação com o estribo apresenta diferentes valores. Os resultados obtidos foram comparados com o modelo do ouvido médio saudável. A utilização deste modelo tem como objetivo conseguir definir a técnica que promove da melhor maneira possível a performance de uma prótese total no ouvido médio. Com este estudo pode-se afirmar que a reabilitação do ouvido médio com próteses do tipo TORP apresentará melhores resultados quando são utilizadas cartilagens de 4 mm de diâmetro, com espessuras entre os 0,3 mm e os 0,4 mm.

Biomechanical study for rehabilitation of human middle ear

by

Marco da Costa Marques

Dissertation under the orientation and co-orientation of

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

and

Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa

Abstract

This dissertation has the objective to analyze and characterize the behavior of the middle ear when total ossicular replacement prosthesis is used in the ossicular chain in order to troubleshoot transition deafness. With basis in a geometric model of the healthy middle ear which was built through images of computed tomography (CT) a model where a total prosthesis was included was created, as well as all the objects involved to this addition. It was made a dynamic study of forced vibrations for the model using finite element method. In this study was possible to obtain the displacements values at the umbo and stapes footplate, for different levels of sound pressure applied to the tympanic membrane when a cartilage in membrane-prosthesis interface of different diameters and thicknesses was used, such as when the angle of interaction of the prosthesis has different values. The results were compared with the healthy middle ear model. The usage of this model aims to achieve a set technique that promotes the best possible performance of prosthesis in the middle ear. With this study we can affirm that the rehabilitation of the middle ear with TORP type prosthesis will present the best results when used with 4 mm diameter cartilages, with a thickness between 0.3 mm and 0.4 mm.

Índice

Resumo	iii
Abstract.....	v
Índice.....	vii
Lista de figuras	ix
Lista de equações.....	xiii
Lista de tabelas	xv
Abreviaturas	xvii
Capítulo 1	19
Introdução.....	19
1.1. Motivação e objetivos.....	19
1.2. Apresentação da Dissertação	21
Capítulo 2	23
Anatomia e fisiologia do ouvido.....	23
2.1. Ouvido Externo	23
2.2. Ouvido Médio	25
2.3. Ouvido Interno.....	31
Capítulo 3	37
Patologias e correções do sistema tímpano-ossicular	37
3.1. Hipoacusia.....	37
3.2. Otosclerose	39
3.3. Timpanosclerose	40
3.4. Próteses de substituição da cadeia ossicular	40
Capítulo 4	45
Modelos computacionais do ouvido médio	45
4.1. Método de elementos finitos.....	46
4.2. Modelos do ouvido médio.....	47
4.3. Estudos do ouvido médio realizados com MEF	53
4.4. Análise dinâmica do comportamento mecânico do ouvido médio com prótese total ...	54

Capítulo 5	65
Análise biomecânica da correção do sistema tímpano-ossicular pela colocação de implantes.	65
5.1. Resultados para pressão acústica de 0 dB.....	65
5.2. Resultados para pressão acústica de 60 dB	70
5.3. Resultados para pressão acústica de 80 dB	76
5.4. Resultados para pressão acústica de 90 dB	80
5.5. Resultados para pressão acústica de 130 dB	85
Capítulo 6	91
Conclusões e trabalho futuro	91
Referências	93

Lista de figuras

Figura 1 - Prótese de estribo.	20
Figura 2 - Pavilhão auditivo [6].....	24
Figura 3 - Ouvido externo [6].	24
Figura 4 - Ouvido médio (com membrana timpânica em corte) [6].....	25
Figura 5 - Secção coronal oblíqua da caixa timpânica [6].	25
Figura 6 - Membrana timpânica [6].	26
Figura 7 - Fibras da membrana timpânica.	26
Figura 8 - Cadeia ossicular [6].	28
Figura 9 - Martelo [6].	29
Figura 10 - Bigorna [6].	29
Figura 11 - Estribo [6].	30
Figura 12 - Labirinto ósseo [6].....	32
Figura 13 - Labirinto ósseo dissecado [6].	32
Figura 14 - Labirinto membranoso [6].....	34
Figura 15 - Cóclea [6].	35
Figura 16 - Classificação Austin-Kartush para deficiências ossiculares; M+: Martelo Presente, M-: Martelo Ausente, S+: Estribo Presente, S-: Apenas platina do estribo [15].	42
Figura 17 - Imagem exemplificativa da posição da cartilagem na interface membrana - prótese [19].	43
Figura 18 - Ω Connector e respetiva TORP	43
Figura 19 - Modelo geométrico do ouvido médio [36].	48

Figura 20 - Modelo do ouvido médio adquirido com combinação de μ CT e microscopia confocal [37].	49
Figura 21 - Representação do músculo pelo modelo de Hill [39].	49
Figura 22 - Modelo geométrico da membrana timpânica. A - Detalhe das 3 camadas que formam a <i>pars tensa</i> e da <i>pars flaccida</i> .	55
Figura 23 - 1- <i>Pars flaccida</i> ; 2- <i>Pars tensa</i> ; A - Detalhe dos ligamentos da <i>pars flaccida</i> .	56
Figura 24 - Platina do estribo, com ligamento anular e fluido coclear associado.	56
Figura 25 - Modelo geométrico das cartilagens de diferentes espessuras utilizadas. A - 0,3 mm; B - 0,4 mm; C - 0,5 mm; D - 0,6 mm; E - 0,7 mm	57
Figura 26 - Modelo em CAD da TORP	58
Figura 27 - Modelos Geométrico da TORP	58
Figura 28 - Modelo geométrico da cola presente na interface TORP - Platina	59
Figura 29 - Contactos do tipo <i>TIE</i>	62
Figura 30 - Contactos do tipo <i>Hard Contact</i>	62
Figura 31- Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 0 dB.	66
Figura 32 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 0 dB.	67
Figura 33 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 0 dB.	69
Figura 34 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 0 dB.	70
Figura 35 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 60 dB.	71
Figura 36 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 60 dB.	72
Figura 37 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 60 dB.	74
Figura 38 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 60 dB.	75
Figura 39 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 80 dB.	77
Figura 40 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 80 dB.	78
Figura 41 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 80 dB.	79

Figura 42 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 80 dB.....	80
Figura 43 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 90 dB.....	82
Figura 44 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 90 dB.....	83
Figura 45 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 90 dB.....	84
Figura 46 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 90 dB.....	85
Figura 47 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 130 dB.	86
Figura 48 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 130 dB.	87
Figura 49 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 130 dB.	88
Figura 50 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 130 dB.	90
Figura 51 - Proporção direta entre grandeza das pressões acústicas e da gama de valores do deslocamento.	90

Lista de equações

Equação 1 - Escala de decibéis SPL.....	54
Equação 2 - Função de energia deformação	60
Equação 3 - Equação diferencial das segundas tensões de Piola-Kirchhoff	60

Lista de tabelas

Tabela 1 - Propriedades dos materiais utilizados por Sun et al. 2002 [36].	51
Tabela 2 - Constantes usadas no modelo de Yeoh por Gentil et al. [1].	52
Tabela 3 - Constantes do modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin usados por Wang et al. [47].	53
Tabela 4 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos das cartilagens utilizadas.	57
Tabela 5 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos das TORPs utilizados. ...	58
Tabela 6 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos da cola da membrana utilizados.	59
Tabela 7 - Nós e elementos para os modelos geométricos da cola posicionada entre a TORP e a platina.	59
Tabela 8 - Propriedades de materiais	60
Tabela 9 - Propriedades hiperelásticas.	61

Abreviaturas

Lista de abreviaturas

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
MEF	<i>Método de Elementos Finitos</i>
PORP	<i>Partial ossicular reconstruction prosthesis</i>
SPL	<i>Sound pressure level</i>
TORP	<i>Total ossicular reconstruction prosthesis</i>
TC	Tomografia computadorizada

Capítulo 1

Introdução

1.1. Motivação e objetivos

A função do sistema auditivo é, maioritariamente, transformar as variações de pressão originadas pela propagação das ondas sonoras em impulsos elétricos. O processo pelo qual o som é transformado em sinais elétricos para o cérebro é complexo e consiste em três etapas.

Em primeiro lugar o ouvido externo capta as ondas sonoras a partir do ambiente circundante fazendo com que essas ondas sonoras sejam direcionadas, através do canal auditivo, de forma a atingirem a membrana timpânica, fazendo-a vibrar.

A segunda etapa envolve a transferência dessas vibrações, através de três pequenos ossículos, desde a membrana timpânica até à janela oval no ouvido interno. Na janela oval estas vibrações geram ondas no líquido do ouvido interno.

A terceira etapa ocorre quando estas ondas estimulam as células ciliadas presentes no ouvido interno. Esta estimulação criada pelo movimento do fluido faz com que as células convertam os movimentos em sinais eletroquímicos que são enviados para o cérebro, sendo aí interpretados como som.

Problemas no normal funcionamento do ouvido, associados a uma ou a várias destas etapas, fazem com que haja a interrupção da transformação do som em sinais eletroquímicos, havendo como consequência uma deficiência auditiva.

A surdez é um sintoma que atinge todas as idades, dos recém-nascidos aos mais velhos, todas as raças, os dois géneros e tem uma enorme repercussão do ponto de vista da linguagem e comunicação, com causas muito e cada vez mais diversificadas [1].

No caso do ouvido médio entre os problemas de transmissão dos estímulos sonoros estão muitas vezes associadas patologias como a otite média, perfuração timpânica, otosclerose, timpanosclerose, entre outra. No caso da otosclerose estima-se que esta atinja

cerca de 10% da população adulta caucasiana, e que é prevalente sobretudo entre a 2.^a e a 5.^a década de vida [2]. A correção de patologias associadas à surdez de transmissão envolve muitas vezes a aplicação de prótese mecânica para substituir ossículos da cadeia ossicular, como o estribo, e mesmo a cadeia ossicular completa, de forma a garantir uma boa propagação da onda sonora.

Os estudos presentes na área da biomecânica do ouvido médio, envolvem tanto o estudo do próprio modelo biomecânico do ouvido médio, como o estudo de dispositivos médicos que permitam solucionar problemas existentes.

Os modelos biomecânicos podem apresentar complexidades variadas, tendo esta variação origem no número de componentes anatómicos diferentes e comportamentos mecânicos diferentes. Inicialmente os modelos geométricos, usados na técnica de MEF, eram obtidos a partir de medições manuais dos elementos dos constituintes do ouvido médio, no entanto com a evolução das tecnologias na área da imagiologia médica, conseguem-se, agora, modelos geométricos dos elementos constituintes do ouvido médio a partir de, por exemplo, imagens de tomografia computadorizada (TC). Estas técnicas permitem assim a criação de modelos mais complexos. São assim então, presentemente, estudados modelos com maior número de elementos anatómicos e com características mecânicas que são cada vez mais complexas, que permitem uma linha de separação ainda mais ténue entre os modelos e a realidade do sistema biológico.

Por outro lado são estudados dispositivos médicos como as próteses ossiculares, que podem ser de vários tipos, *total ossicular replacement prosthesis* (TORP) e *partial ossicular replacement prosthesis* (PORP) [3].

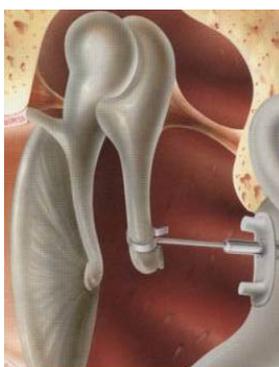


Figura 1 - Prótese de estribo.

Para cada um dos tipos podem ser analisados fatores como os materiais usados, a sua geometria e mesmo a metodologia pela qual são aplicados. Estes estudos envolvem a análise do comportamento em resposta a estímulos sonoros simulados pelo MEF, tanto das próteses ossiculares como do ouvido médio.

Tenho como objetivo estudar o funcionamento da transmissão do som no ouvido médio. Para isso pretendo criar, a partir de um modelo já existente que simula o

comportamento do canal auditivo, membrana timpânica, caixa timpânica e ouvido médio, um modelo que permita simular o comportamento vibro-acústico do ouvido médio quando uma prótese do tipo total substitui a cadeia ossicular de forma a solucionar problemas de surdez de transmissão. Este comportamento irá ser analisado calculando-se os deslocamentos ao nível do umbo e da platina do estribo, comparando-se os resultados com o modelo do ouvido médio saudável. Pretendo com os resultados obtidos fornecer informação que permita reabilitar o ouvido médio com próteses de substituição com a melhor performance possível.

1.2. Apresentação da Dissertação

A dissertação será apresentada em seis capítulos principais: introdução; anatomia e fisiologia do ouvido; patologias e correções do sistema tímpano-ossicular; modelos computacionais do ouvido médio; análise biomecânica da correção do sistema tímpano-ossicular pela colocação de implantes; e, conclusões e trabalhos futuros.

No capítulo 2 é feita uma revisão da anátomo-fisiológica do ouvido, englobando o ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno.

No capítulo 3 faz-se referência e uma descrição dos tipos de hipoacusia incluindo referências à patologia como a otosclerose. São introduzidas as próteses de substituição da cadeia ossicular e identificadas as situações em que as próteses são usadas. São explicados os procedimentos utilizados quando aplicada uma prótese do tipo total (TORP).

No capítulo 4 introduz-se o MEF. É feita uma introdução sobre modelos geométricos, mecânicos e sobre as propriedades de materiais utilizados no estudo do ouvido médio. São apresentados trabalhos realizados com MEF sobre o ouvido médio.

Descreve-se a construção no modelo a partir da modificação do modelo do ouvido médio saudável, que engloba a membrana timpânica, ossículos, ligamentos, articulações, músculos e impedância coclear, ao qual foi aplicado o MEF. São definidas as propriedades de material, baseadas em trabalhos publicados, e atribuídas as respectivas condições fronteira.

Este modelo modificado, que apresenta uma cartilagem na interface membrana-prótese, que pode ter diferentes diâmetros e espessuras, e que pode apresentar um ângulo de diferentes valores na interação da prótese com a platina do estribo, serve de base a várias simulações do tipo dinâmico na banda de frequências compreendida entre os 100 Hz e os 10 kHz, onde as pressões acústicas são aplicadas sobre a membrana timpânica.

No capítulo 5 os resultados obtidos em relação aos deslocamentos do umbo e da platina do estribo são apresentados e comparados com o modelo do ouvido médio saudável.

No capítulo 6 é feita uma breve síntese de todo o trabalho, com as respectivas conclusões e, por fim, foram apresentadas algumas sugestões de possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Anatomia e fisiologia do ouvido

O órgão de audição nos humanos dividem-se em três partes, de acordo com a sua função fisiológica distinta, ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno. O ouvido externo pode ser, por sua vez subdividido no pavilhão auricular e no canal auditivo externo, que é delimitado pela membrana timpânica, sendo esta a fronteira entre o ouvido externo e o ouvido médio. O ouvido médio contém no seu interior a cadeia ossicular que liga o ouvido externo com o ouvido interno. O ouvido interno contém os órgãos sensoriais que são responsáveis pela transdução na energia mecânica em sinais eletroquímicos que são enviados para o sistema nervoso central. Este é o órgão que nos permite perceber e interpretar ondas sonoras numa gama de frequências entre 16 Hz e 20 kHz e intensidades compreendidas entre 0dB e 130dB.

2.1. Ouvido Externo

O ouvido externo é responsável pela captação e condução do som até à membrana timpânica. Este divide-se em pavilhão auricular/orelha e em canal auditivo externo. O pavilhão auricular, o responsável pela captação do som, encontra-se situado atrás da articulação temporo-maxilar, adiante da apófise mastóidea, por baixo e atrás da região temporal e por cima e atrás da região parotidiana. Este é maioritariamente constituído por cartilagem elástica, ligamentos, músculo e por um involucro cutâneo. Estão presentes no pavilhão auricular na sua face externa, como se pode ver na Figura 2, oito regiões anatómicas bem definidas [4], [5].

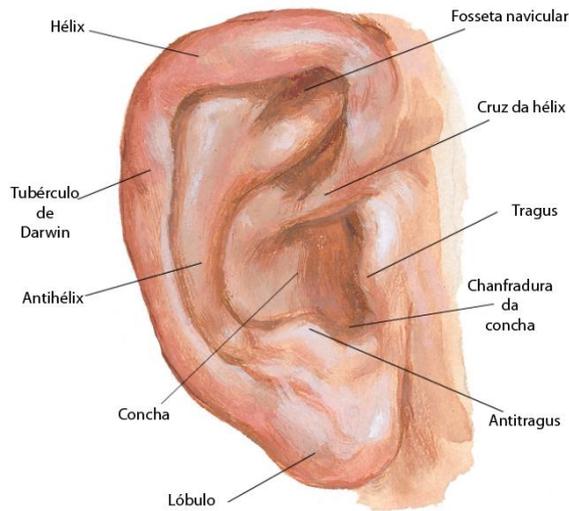


Figura 2 - Pavilhão auditivo [6].

O canal auditivo, que conduz o som até a membrana timpânica, estende-se da concha do pavilhão auricular até à membrana timpânica. Apresenta uma forma em “S” pouco acentuada com um comprimento de 25 mm, dividindo-se numa parte externa cartilaginosa e uma parte interna óssea, com 8 mm e 16 mm respetivamente. Este contém glândulas que segregam cerúmen que criam uma barreira física que impede a entrada de organismos estranhos no ouvido. O canal auditivo externo dirige-se obliquamente para dentro, para diante e para baixo. No istmo do canal auditivo externo dá-se a divisão entre a parte externa e interna do canal [1], [4], [7].

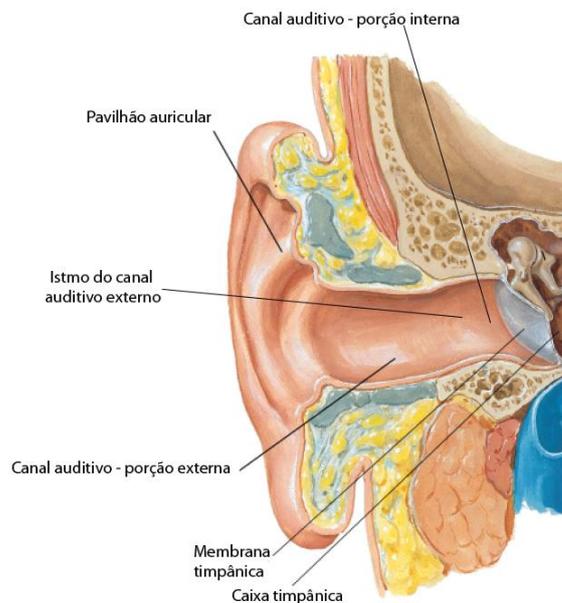


Figura 3 - Ouvido externo [6].

2.2. Ouvido Médio

O ouvido médio, que se encontra no osso temporal, tem como função principal a transformação da energia sonora em energia mecânica e a transmissão dessa energia mecânica para o ouvido interno. O ouvido médio é formado por dois espaços aéreos ligados entre si, a trompa de Eustáquio e a caixa timpânica.

A conversão de energia sonora em energia mecânica acontece na membrana timpânica, que é transmitida até ao ouvido interno através da cadeia ossicular. O conjunto formado pela membrana timpânica e pelos ossículos é normalmente designado por cadeia tímpano-ossicular e tem o papel fundamental de amplificar a pressão sonora [1], [7].

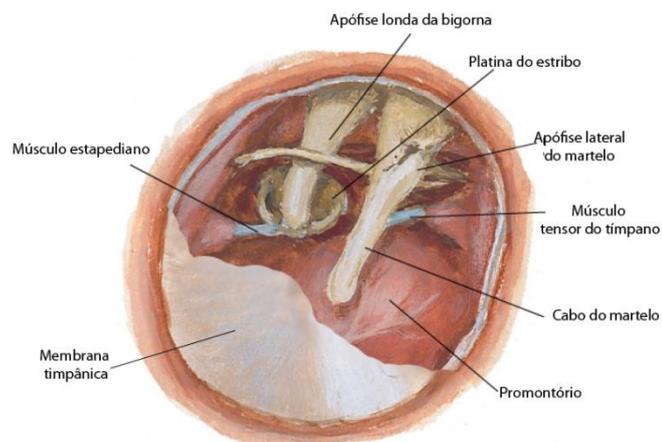


Figura 4 - Ouvido médio (com membrana timpânica em corte) [6].

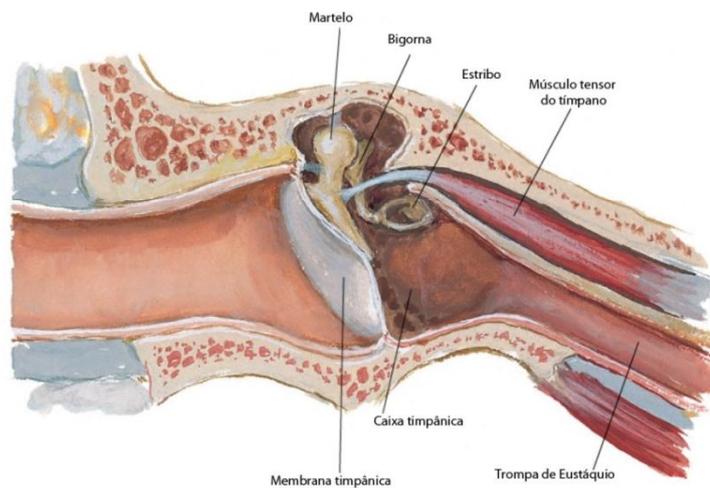


Figura 5 - Secção coronal oblíqua da caixa timpânica [6].

Membrana Timpânica

A membrana timpânica é uma membrana, semitransparente que apresenta uma forma aproximadamente oval com 55 mm² de área média, que se divide em duas regiões, a *pars*

flaccida e a *pars tensa*, e é formada por três camadas de tecido, externa, intermédia e interna [8].

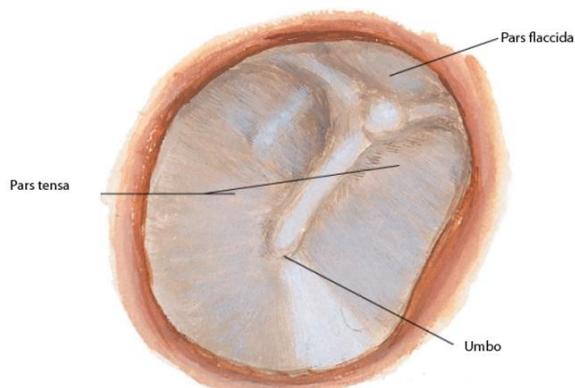


Figura 6 - Membrana timpânica [6].

A camada externa é aquela que está em contacto com o canal auditivo externo sendo caracterizada por ser fina e composta por tecido cutâneo. A camada interna é constituída pela continuação da mucosa de revestimento da caixa timpânica. A camada intermédia é composta por quatro tipos de fibras, externas, internas, fascículos parabólicos e fibras do sistema semilunar.

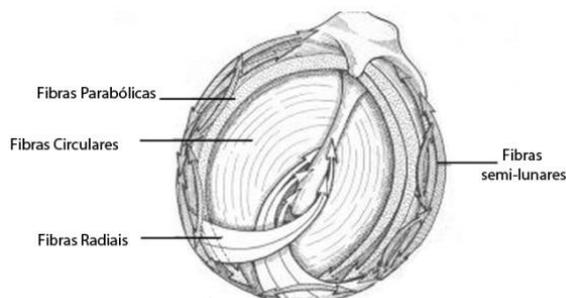


Figura 7 - Fibras da membrana timpânica.

As fibras externas, radiais, permitem o movimento de rotação do cabo do martelo, que faz parte da cadeia ossicular. As fibras internas, circulares, de forma concêntrica estão inseridas no cabo do martelo. Os fascículos parabólicos aparecem desde a apófise curta do martelo até ao ligamento anular. As fibras semilunares apresentam arcos côncavos desde a periferia da membrana até ao umbo.

Todas estas fibras conferem à membrana a sua capacidade de deformação, sem que ocorram modificações nas suas características acústicas, e também as propriedades mecânicas características.

A *pars tensa* é constituída pelas três camadas de tecido que formam a membrana timpânica. Caracteriza-se por ser fibrosa, elástica, resistente e pouco maleável [1].

A *pars flaccida* ou membrana flácida de Shrapnell é apenas constituída pelas camadas de tecido externa e interna, o que induz a pequena quantidade de fibras e a flacidez da membrana [1].

Caixa Timpânica

A caixa timpânica separa-se do exterior pela membrana timpânica, comunica com a rinofaringe, pela trompa de Eustáquio, e com as cavidades mastóideas. Neste espaço está presente a cadeia ossicular e respetivos músculos e ligamentos. A caixa timpânica apresenta uma forma retangular constituída por seis paredes, a parede externa ou timpânica, a parede interna ou labiríntica, a parede superior ou craniana, a parede inferior ou jugular, a parede anterior ou tubo-carotidiana e a parede posterior ou mastóidea [4].

A parede externa é constituída pela membrana no tímpano, sendo esta rodeada por uma porção óssea. A parede interna, separa o ouvido médio do ouvido interno. Nesta parede encontram-se a janela redonda, janela oval, o canal do músculo do martelo, o orifício do canal de Jacobson, o promontório, o seio timpânico e o aqueduto de Falópio. A parede superior constitui o teto da caixa do tímpano, que separa a caixa timpânica da cavidade craniana. A parede anterior corresponde à porção vertical do canal carotidiano. Nesta parede estão contidos o orifício da trompa de Eustáquio, o orifício de saída da corda do tímpano e a cissura de Glaser. A parede posterior contém em si o canal timpânico-mastóideo, que faz comunicar a caixa timpânica com as células mastóideas. Encontra-se também nesta parede o orifício de entrada da corda do tímpano e a pirâmide, na qual, no seu vértice, se encontra o tendão do músculo do estribo [4].

Cadeia Ossicular

A cadeia ossicular é composta por três ossículos, o martelo, a bigorna e o estribo, em que o martelo está em contacto com a membrana timpânica e o estribo com o ouvido interno, mais especificamente, na janela oval da cóclea. Os ossículos estão unidos entre si por articulações revestidas por cartilagem e unem-se também à caixa timpânica por ligamentos.

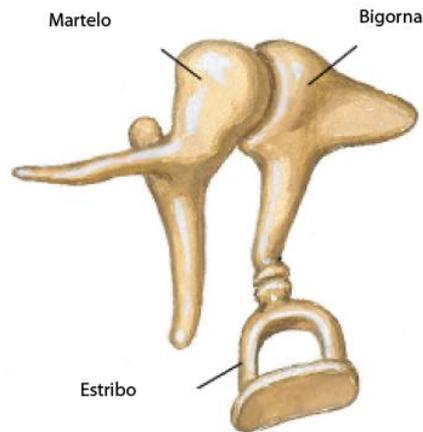


Figura 8 - Cadeia ossicular [6].

Martelo

O martelo é o ossículo da cadeia ossicular que está em contacto com a membrana timpânica. Anatomicamente o martelo é constituído por cabeça, colo, cabo e duas apófises, a externa e a anterior. A cabeça é a extremidade superior do osso, está ligeiramente acima da membrana timpânica, e é onde se faz a articulação com o corpo da bigorna, na articulação inco-maleolar. O colo, que está localizado a seguir à cabeça, está ligado à *pars flácida* da membrana timpânica. O cabo está fixo à parte superior da membrana timpânica. É no cabo do martelo que está inserido o tendão do músculo tensor do tímpano. A apófise externa nasce no colo, na sua parte inferior e externa, e vai em direção ao canal auditivo externo. A apófise anterior, ou apófise de Raw, nasce no colo na parte anterior e média. O martelo liga-se à caixa timpânica através de quatro ligamentos, o superior, externo, anterior e posterior. O superior liga a cabeça do martelo à parede superior da caixa timpânica. O externo liga a zona de união da cabeça e colo do martelo à parede externa da caixa timpânica, imediatamente acima da parte superior da membrana timpânica. O ligamento anterior liga o colo do martelo, sobre a base da apófise anterior, à espinha do esfenóide. Por sua vez o ligamento posterior, que é um feixe recuado do ligamento externo, liga o colo do martelo à parte superior da caixa timpânica, na parte superior da membrana timpânica [1], [4], [5].



Figura 9 - Martelo [6].

Bigorna

A bigorna é o segundo ossículo da cadeia ossicular. Este é caracterizado por ser o mais pesado da cadeia e por ser o único que não tem um músculo associado. Anatomicamente a bigorna é constituída por corpo e três apófises. O corpo da bigorna ocupa a parte superior da caixa timpânica, e é onde incide o ligamento superior da bigorna. As três apófises são, a apófise curta, longa e lenticular. A apófise curta tem inserido na sua extremidade posterior o ligamento posterior da bigorna. A apófise longa inflete para dentro onde termina com a formação da apófise lenticular, que é onde se dá a articulação com a cabeça do estribo, a articulação inco-estapédica. A bigorna está ligada à caixa timpânica através de dois ligamentos, o ligamento superior e o ligamento posterior. O ligamento superior liga o corpo da bigorna à parede superior da caixa timpânica. Por sua vez, o ligamento posterior liga a apófise curta da bigorna à parede posterior da caixa timpânica [1], [4], [5].



Figura 10 - Bigorna [6].

Estribo

O estribo, o osso mais pequeno do corpo humano, é o terceiro ossículo da cadeia ossicular. Como o martelo, o estribo tem um músculo que lhe está associado, o músculo estapediano. Anatomicamente o estribo divide-se em cabeça, colo, cruras e platina. A cabeça do estribo apresenta uma pequena faceta articular, onde se dá a ligação entre o estribo e a apófise lenticular da bigorna. O colo, de forma cilíndrica, une a cabeça às cruras. É no colo onde incide o tendão do músculo estapediano. A crura posterior, geralmente a mais curva e longa, e anterior unem o colo com a platina ou base do estribo. A platina do estribo é uma

placa óssea irregular e oval, de área média de 3,2 mm², que penetra a janela oval da cóclea [1], [4], [5], [8].

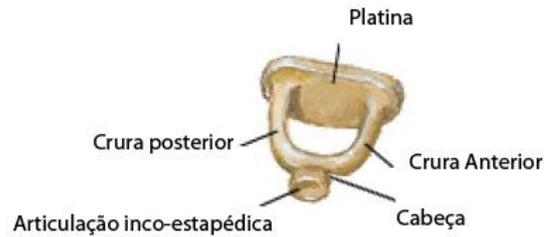


Figura 11 - Estribo [6].

Trompa de Eustáquio

A trompa de Eustáquio é uma estrutura tubular que estabelece uma comunicação entre a caixa timpânica e a rinofaringe. Esta é composta por duas porções, uma externa e uma interna. A externa, óssea, é regular e lisa. A interna é fibrocartilaginosa de forma triangular. A trompa de Eustáquio encontra-se habitualmente encerrada abrindo-se durante a deglutição, o bocejo ou o espirro. Esta comunicação permite a passagem de mucosidades segregadas pela mucosa timpânica e permite também manter o equilíbrio de pressões entre a caixa timpânica e o canal auditivo externo. Este equilíbrio de pressões é necessário para o bom funcionamento da membrana timpânica [1], [7].

Condução do som da membrana timpânica para a cóclea

As ondas de som que atingem a membrana timpânica fazem com que esta vibre. Estando o martelo ligado à membrana timpânica, e com a atuação do músculo tensor do tímpano sobre o cabo do martelo, consegue-se manter a membrana do tímpano tensa, para que esta permita a transição das vibrações sonoras de qualquer porção do tímpano. A vibração da membrana timpânica, estando o martelo acoplado a esta através de ligamentos, promove o deslocamento do martelo. Estando também o martelo ligado à bigorna através de ligamentos o deslocamento do martelo promove também o deslocamento da bigorna. O martelo e a bigorna estando suspensos à caixa timpânica, através de ligamentos, atuam como uma alavanca única. Havendo o deslocamento da bigorna existe também deslocamento no estribo, uma vez que apófise lenticular articula com o estribo. Assim, as ondas sonoras são conduzidas desde o tímpano até a janela oval da cóclea, onde se insere a platina do estribo. Quando há a vibração da membrana timpânica, que promove o deslocamento do martelo para dentro, vai haver o deslocamento da platina do estribo de dentro da janela oval para fora [1], [7], [8].

A amplitude do movimento da platina do estribo apresenta, para a mesma vibração da membrana timpânica, três quartos da amplitude do movimento do cabo do martelo, no

entanto apresenta um aumento de 130% na energia sonora comparativamente com a membrana timpânica. O fato da área de superfície da membrana timpânica ser de cerca de 55 mm² e da área de superfície da platina do estribo ser de 3,2 mm², faz com que uma pressão aplicada da membrana timpânica seja dezassete vezes maior na platina no estribo. Estes dois fatores combinados, a amplificação da amplitude de movimento e a razão das áreas, concedem uma amplificação de 22 vezes da energia mecânica que inicialmente foi convertida pela membrana timpânica a partir de energia sonora [8].

No caso de serem evocadas pressões acústicas superiores a 70-90 dB SPL, durante um período latente de 40ms a 80ms ocorre o reflexo de atenuação. Neste reflexo acontece o que se chama o reflexo estapédico que consiste na contração do músculo estapédico em resposta reflexa, puxando o estribo para fora, fazendo com que a rigidez da cadeia ossicular aumente. Por outro lado o músculo tensor do tímpano traciona o cabo do martelo para dentro fazendo, também, com que a rigidez da cadeia ossicular aumente. Este aumento da rigidez faz com que a condução ossicular de sons de baixa frequência diminua drasticamente, sobretudo para frequências inferiores a 1 kHz. Este reflexo de atenuação pode reduzir intensidades de transmissão de sons na ordem dos 30 dB a 40 dB. Assim, estes reflexos conseguem proteger a cóclea de vibrações lesivas, causadas por som excessivamente alto, e também, filtrar som de baixa frequência de forma a permitir que as frequências acima dos 1 kHz, relacionadas com a comunicação, sejam distinguidas [8].

2.3. Ouvido Interno

O ouvido interno está situado no rochedo do osso temporal, sendo dividido em duas porções, o labirinto ósseo e o labirinto membranoso. Apresenta como funções, a nível de audição, a transdução na energia mecânica, que lhe é transferida pela cadeia ossicular, em sinais eletroquímicos que são enviados para o cérebro [4].

Labirinto ósseo

O labirinto ósseo é constituído por uma porção média, o vestíbulo, uma porção posterior, os canais semicirculares, e por uma porção anterior, a cóclea e o canal auditivo interno [4].

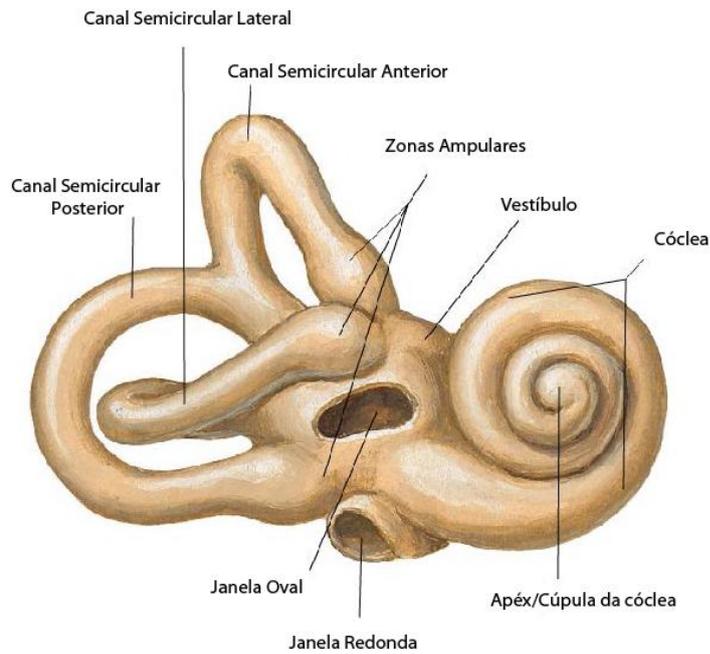


Figura 12 - Labirinto ósseo [6].

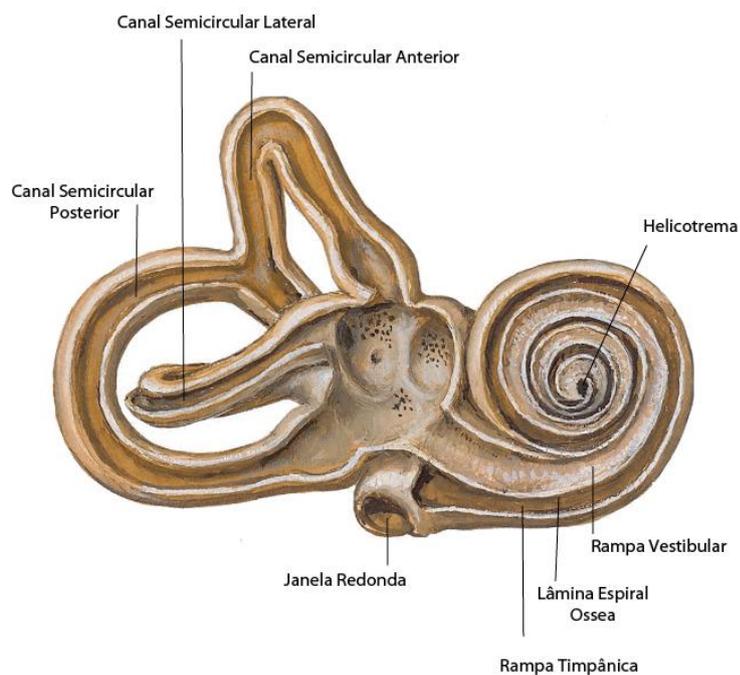


Figura 13 - Labirinto ósseo dissecado [6].

Vestíbulo ósseo

O vestibulo ósseo é constituído por seis paredes e apresenta uma forma ovoide irregular. A parede anterior apresenta o orifício da rampa vestibular da cóclea. A parede inferior tem origem no início da lâmina espiral da cóclea. A parede posterior apresenta o orifício comum dos canais semicirculares posterior e superior. A parede superior está perfurada pelo orifício ampular do canal semicircular superior e pelo orifício ampular do canal semicircular externo. A parede externa corresponde à parede interna ou labiríntica da caixa timpânica, onde se encontra a janela oval. A parede interna apresenta três fossetas,

sacular ou hemisféricas, utricular ou semiovoide e coclear, separadas pelas cristas do vestíbulo, a qual constitui a pirâmide do vestíbulo [4].

Canais Semicirculares

Os canais semicirculares são três pequenos canais intraósseos, situados atrás e acima do vestíbulo, com calibres semelhantes que originam e terminam no vestíbulo. Estes apresentam uma importante função no equilíbrio do corpo [4].

Cóclea

A cóclea situa-se adiante da parede anterior do vestíbulo ósseo. Esta apresenta-se com forma cônica, como um tubo em espiral que comunica atrás e em baixo com a cavidade do vestíbulo ósseo e está envolvida por uma fina lâmina de tecido ósseo, a capsula da cóclea [4].

A cóclea compõe-se, essencialmente, em columela de Breschet (Modiolus), lâmina de contorno ósseo e em lâmina espiral. A columela de Breschet, um eixo cônico, está enrolada pela lâmina de contorno ósseo. A lâmina espiral, presente no interior do contorno ósseo, divide a lâmina de contorno em ruas rampas, uma anterior, a rampa vestibular, e outra posterior, a rampa timpânica [4].

A base da columela de Breschet corresponde à fosseta coclear situada no fundo do canal auditivo interno. Esta apresenta numerosos orifícios que permitem a passagem aos ramos do nervo coclear. A lâmina de contornos enrola-se na columela dando duas voltas e meia em espiral. O calibre diminui progressivamente desde o vestíbulo ósseo até ao ápex da cóclea óssea, correspondente ao vértice da columela de Breschet. No ápex faz-se a comunicação entre as rampas vestibular e timpânica num orifício arredondado, o helicotrema. A lâmina espiral tem o seu bordo interno implantado na columela de Breschet e o seu bordo externo está livre no interior da lâmina de contornos. A sua parte mais próxima do vestíbulo ultrapassa a base da columela e forma o pavimento do vestíbulo ósseo. A lâmina espiral divide a lâmina de contorno em rampa vestibular e em rampa timpânica. A rampa vestibular (Scala vestibuli) comunica com o vestíbulo ósseo através do orifício da parede vestibular anterior. A rampa timpânica (Scala tympani) prolonga-se por baixo do vestíbulo ósseo comunica com a caixa timpânica através da janela redonda [4].

Labirinto Membranoso

O labirinto membranoso é constituído por partes moles que se encontram nas três cavidades pelas quais este é constituído. As três cavidades são, uma porção média, o vestíbulo membranoso, uma porção posterior, os canais semicirculares membranosos, e uma porção anterior, a cóclea membranosa [4].

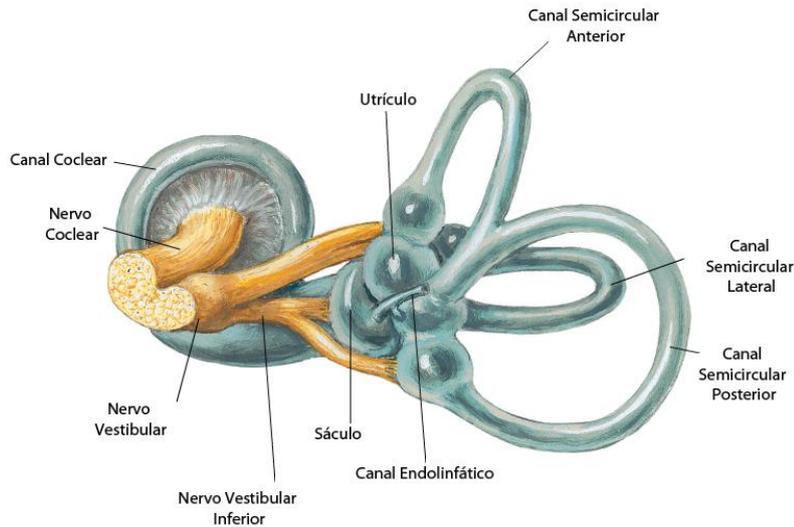


Figura 14 - Labirinto membranoso [6].

Vestíbulo membranoso

O vestibulo membranoso é constituído por duas vesículas, a superior e a inferior, que estão ligadas entre si pelo canal endolinfático [4].

A vesícula superior, o utrículo, apresenta uma forma alongada e ocupa a parte superior do vestibulo. Sobre a superfície interior do utrículo encontramos os cinco orifícios ampulares e não ampulares dos canais semicirculares membranosos. Da parede anterior do utrículo parte o canal utrículo-sacular, que se abre no canal endolinfático [4].

A vesícula inferior, o sáculo, situado abaixo do utrículo, tem uma forma arredondada. Este apresenta uma saliência esbranquiçada, a mancha acústica do sáculo, que recebe os filamentos saculares do nervo auditivo [4].

Estruturalmente as paredes do utrículo e do sáculo são compostas por três camadas: externa, intermédia e interna. A externa é composta por tecido fibroso que contém vasos sanguíneos. A intermédia, fina e transparente, forma uma membrana homogénea com numerosas projeções papiliformes. A camada interna é formada por células epiteliais. A mácula do utrículo e do sáculo é formado por tecido epitelial colunar e contém células de suporte e células ciliadas [4].

O canal endolinfático, em forma de Y, é constituído pela união de dois ramos, com origem no utrículo e no sáculo, que finalizam num canal único, o canal endolinfático. Este liga-se ao aqueduto do vestibulo e termina no saco endolinfático [4].

Canais semicirculares membranosos

Os canais semicirculares membranosos estão situados no interior dos canais semicirculares ósseos, sendo também denominados canais semicirculares superior ou anterior, canal semicircular posterior e canal semicircular externo. Estes apresentam, uma extremidade ampular e uma exterminada não ampular. As extremidades dos canais semicirculares abrem-se no utrículo, sendo três ampulares e duas não ampulares. As

extremidades não ampulares dos canais semicirculares superior e posterior, unem-se para se abrirem no utrículo por um orifício comum [4].

Tal como o utrículo e o sáculo, os canais semicirculares são mantidos na sua posição devido à presença de numerosas bandas de fibras que se estendem até às paredes ósseas. Estruturalmente as paredes são também compostas por três camadas: externa, intermédia e interna. A externa é composta por tecido fibroso, que contém vasos sanguíneos, a intermédia, fina e transparente, forma uma membrana homogénea com numerosas projeções papiliformes e a camada interna é formada por células epiteliais. Nas zonas ampulares dos canais semicirculares, o epitélio é colunar e contém células de suporte e células ciliadas [4].

Cóclea Membranosa

O interior da cóclea membranosa está dividido em três secções: rampa vestibular, canal coclear e rampa timpânica [4].

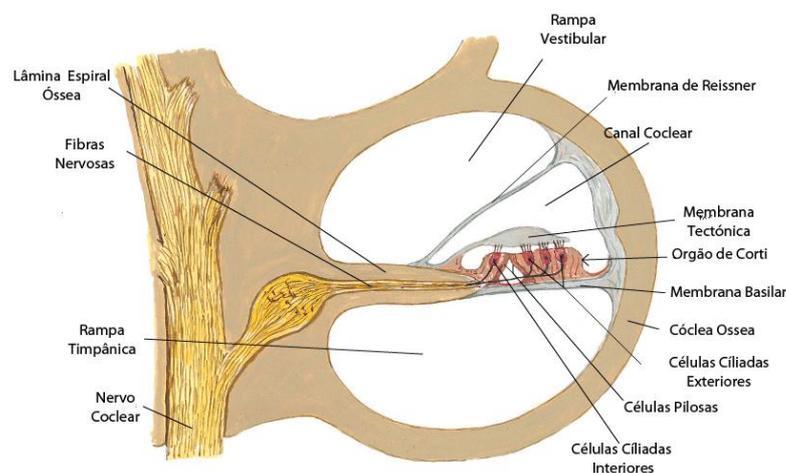


Figura 15 - Cóclea [6].

Rampa vestibular

A rampa vestibular está em contacto com a janela oval, sendo assim o primeiro espaço a receber as vibrações por parte do estribo. Esta rampa está preenchida com perilinfa [4].

Canal coclear

O canal coclear é um tubo espiral que se origina no pavimento do vestíbulo, por uma extremidade proximal e que segue depois o trajeto da lâmina dos contornos para terminar na cúpula da cóclea. Está ligado ao nível do vestíbulo, através do canal de Hensen ou canal Reuniens. O canal coclear está situado no interior da rampa vestibular e por cima da rampa timpânica, encontrando-se para fora da extremidade livre da lâmina espiral. O canal coclear é constituído por uma parede inferior, a membrana basilar, que se insere no bordo livre da lâmina espiral e na face interior da lâmina dos contornos, por uma parede externa, que é formada pelo tecido ósseo da lâmina dos contornos, e por uma parede anterior, fibrosa, que

constitui a membrana de Reissner, que se insere na extremidade livre da lâmina espiral e na face interior da lâmina dos contornos. A membrana basilar é constituída por uma camada interna e uma externa. A interna chamada de *zona arcuata* (lisa) suporta o órgão de Corti. A externa, mais espessa e estriada, é chamada de *zona pectinata* (estriada). A membrana de Reissner constituída por uma fina lâmina de tecido conjuntivo, tem como função separar os líquidos da rampa vestibular e da rampa timpânica, devido ao fato destes terem propriedades diferentes, caso contrário influenciaria o funcionamento das células sensoriais auditivas [4].

O órgão de Corti é o órgão responsável por gerar os impulsos nervosos em resposta à vibração da membrana basilar, sendo assim o responsável pela conversão da energia mecânica em energia eletroquímica. No órgão de Corti encontram-se os recetores sensoriais que são dois tipos de células cíliadas, as internas e as externas, que se encontram separadas por o túnel de Corti. As células internas perfazem cerca de 3500 unidades com um diâmetro de 12 μm . As células externas, que se organizam em fileiras, três ou quatro, perfazem 12000 unidades com 8 μm de diâmetro. As bases destas células cíliadas fazem sinapse com uma rede de terminações nervosas cocleares. Estas terminações nervosas por outro lado dirigem-se para o gânglio espiral de Corti, que se encontra no centro da cóclea no canal espiral de Rosenthal. O gânglio espiral de Corti cria uma ligação nervosa, com cerca de 30000 axónios, com o nervo colear que comunica com o sistema nervoso central. Os cílios, ou estereocílios, das células cíliadas, que estão presas na lâmina reticular, tocam ou estão incluídos num gel que reveste a superfície da membrana tectória. A lâmina reticular, que é sustentada pelos bastonetes de Corti, que por sua vez estão firmemente presos às fibras basilares, formam uma unidade rígida que se movimenta aquando de uma vibração criada pela membrana basilar. Estes movimentos resultantes da vibração da membrana basilar fazem com que os cílios deslizem para a frente e para trás contra a membrana tectória criando um impulso eletroquímico. O comprimento das fibras basilares aumenta progressivamente da base da cóclea até ao ápex, de 0,04 mm perto da janela oval e redonda, até cerca de 0,5 mm no helicotrema da cóclea. Por outro lado o diâmetro das fibras diminui a partir da base até ao helicotrema, o que faz com a sua rigidez diminua cerca de 100 vezes. Esta variação da resistência faz com que as fibras curtas e rígidas vibrem melhor nas altas frequências, enquanto as fibras longas e delgadas na zona próxima do helicotrema, vibrem melhor nas baixas frequências [8].

Rampa timpânica

A rampa timpânica é preenchida por perilinfa e está ligada com a rampa vestibular pelo helicotrema (localizado no ápice da cóclea). Esta termina na janela redonda [4].

Capítulo 3

Patologias e correções do sistema tímpano-ossicular

Os efeitos causados pelo som no ser humano são de conhecimento geral. O som tem a capacidade de afetar os seres humanos sobre efeitos psicológicos e fisiológicos. Em todas as culturas existe a consciência de que o som influencia de alguma forma o comportamento humano. O Homem moderno está exposto a uma grande variedade de sons. Podemos ouvir desde sons suaves e agradáveis até sons violentos. Sons como o murmúrio ou o palrear dos pássaros atingem valores de 5 dB a 20 dB. Sons ainda mais elevados, como um concerto de música rock pode atingir até 110 dB e podem danificar o mecanismo do ouvido interno. A incapacidade de percepção do som tem uma enorme repercussão no ponto de vista da linguagem e comunicação, aspetos fundamentais da identidade humana.

Qualquer que seja o mecanismo, uma surdez de transmissão diminui a energia das ondas sonoras que vão movimentar o líquido do ouvido interno, o que se traduz na diminuição da percepção do som. Assim as correções do sistema tímpano-ossicular têm como objetivo repor o normal comportamento da cadeia permitindo assim a interpretação dos sons.

3.1. Hipoacúsia

A hipoacúsia, mais comumente chamada de surdez, é definida como sendo a perda parcial ou total de audição. Esta pode ser classificada em relação a sua severidade, média, moderada, severa ou profunda, pelo sítio da lesão, pela sua uni ou bilateralidade e pela caracterização da perda respetiva a determinado conjunto de frequências [9].

Existem várias classificações relativas ao grau de hipoacúsia. Contudo, a mais utilizada a nível europeu é proveniente da recomendação do BIAP - Bureau International d'Audiophonologie [10]. Em traços gerais, o seu cálculo é realizado a partir da perda média nas frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, sendo a sua classificação obtida da seguinte forma:

- Hipoacúsia ligeira, 21 – 40 dB;
- Hipoacúsia de grau médio, 41 – 70 dB:
 - 1º Grau: 41 – 55 dB;
 - 2º Grau: 56 – 70 dB;
- Hipoacúsia de grau severo, 71 - 90 dB:
 - 1º Grau: 71 - 80dB;
 - 2º Grau: 81 - 90dB;
- Hipoacúsia de grau profundo, 91 - 119dB:
 - 1º Grau: 91 – 100 dB;
 - 2º Grau: 101 – 110 dB;
 - 3º Grau: 111 – 119 dB;
- Hipoacúsia Total - Cofose, 120 dB.

Hipoacúsia de condução/transmissão

A hipoacúsia de condução ocorre devido a patologias no ouvido externo e/ou médio. Estas patologias podem ser otites sero-mucosas ou serosas, rolhões epidérmicos, cerúmen, perfurações timpânicas, malformações da cadeia tímpano-ossicular, otosclerose, etc. Normalmente uma hipoacúsia de condução é do tipo moderado. Na hipoacúsia de condução não há patologia associada ao ouvido interno. Muitas das patologias que dão origem à hipoacúsia de condução tem tratamento, podendo este ser farmacológico ou cirúrgico [9].

Hipoacúsia Sensorial

Hipoacúsia sensorial está relacionada com mau funcionamento da cóclea, presente no ouvido interno. Ocorre principalmente devido a problemas nas células ciliadas da cóclea. Neste tipo de hipoacúsia não é comum o tratamento, quer por via farmacológica quer cirúrgica, no entanto pode-se atenuar a sintomatologia desta patologia com o recurso a aparelhos de amplificação, como os implantes cocleares, e com recurso a reabilitação auditiva [9].

Hipoacúsia Neural

A hipoacúsia neural, também chamada de retrococlear, acontece ao nível dos nervos auditivos em que muitas vezes envolve a perda dos nervos auditivos. No caso da perda do nervo, estão associadas a patologias como o neuroma acústico. Este tipo de hipoacúsia é maioritariamente unilateral, em que os pacientes têm ainda a capacidade de discriminar o

som relativo à fala. O tratamento para este tipo a hipoacúsia normalmente envolve apenas cirurgia [9].

Hipoacúsia Mista.

A hipoacúsia mista é uma hipoacúsia que envolve simultaneamente, uma componente de transmissão e outra sensorial [9].

3.2. Otosclerose

A otosclerose é uma displasia óssea dos ossículos do ouvido médio e do labirinto ósseo do ouvido interno, caracterizada por uma remodelação óssea patológica, que causa hipoacústica de transmissão. Esta patologia caracteriza-se no geral por uma reabsorção e deposição óssea anormal nas estruturas anatómicas do ouvido humano. O tecido ósseo anormal neoformado transforma-se gradualmente numa massa esclerótica densa que fixa a platina do estribo na janela oval, impedindo a transmissão das ondas sonoras do ouvido médio para o fluido da cóclea. Numa fase posterior, as células ciliadas presentes na cóclea podem ser danificadas por enzimas do foco esclerótico. Numa capsula ótica saudável, não se verifica atividade por parte de osteoblastos nem de osteoclastos, no entanto quando existe otosclerose, na sua fase inicial, a otospongiose, há reabsorção do osso por osteoclastos, ocorrendo posteriormente a esta fase a formação de osso devido à atividade dos osteoblastos [2], [11].

A origem da otosclerose não está definida claramente, existindo atualmente várias hipóteses que vão desde causas genéticas, balanço hormonal, metabolismo do cálcio anormais e génese viral. Aproximadamente 60% dos casos diagnosticados de otosclerose são de origem genética, sendo esta habitualmente considerada uma doença autossómica dominante. O aumento dos níveis de estrogénio durante a gravidez parece promover a otosclerose. Também um funcionamento anormal das glândulas da paratiroide, que levam a níveis patogénicos de cálcio e fosfato, são considerados uma causa potencial da otosclerose [11].

Estima-se que 10% da raça caucasiana apresente sinais histológicos da presença de otosclerose, no entanto só 10% dessa população apresenta sintomas relacionadas com a otosclerose. Em relação a outras raças a otosclerose é muito menos frequente, em que é considerada rara a existência desta patologia na raça africana. É duas vezes mais prevalente na população feminina, provavelmente por razões hormonais ainda não inteiramente esclarecidas, mas relacionadas com a gravidez. A otosclerose é tipicamente uma patologia progressiva que começa a apresentar sintomas no início da vida adulta e que pode levar à surdez uni ou bilateral, em que a bilateral tem uma prevalência de 80%. Cerca de 50% dos pacientes com otosclerose apresentam queixas relativas a presença de zumbidos, sendo

também usual a presença do sinal de Schwartz, uma área vermelha na secção posterior e inferior da membrana timpânica que aparece devido a uma hipervascularização da mucosa do promontório [11].

Um audiograma de um paciente com otosclerose apresenta uma perda de 40dB nas baixas frequências mas também uma diminuição de até 25dB nos 2 kHz, o que é conhecido como a incisura de Carhart. A incisura de Carhart está relacionada com a perda da ressonância do ouvido médio. Na fase inicial da otosclerose o reflexo estapédico apresenta períodos em que é inexistente, sendo completamente inexistente em fases mais avançadas [11].

O tratamento da otosclerose é maioritariamente feito através de cirurgia, no entanto existe a alternativa do paciente usar um aparelho auditivo. Os procedimentos cirúrgicos utilizados para o tratamento da otosclerose são a estapedectomia, estapedotomia e platinotomia. A estapedectomia, que foi realizada pela primeira vez em 1956, consiste na substituição do estribo por uma prótese. Este procedimento foi modificado e deu origem à estapedotomia, um procedimento em que em vez da substituição do estribo há a perfuração da platina do estribo e a colocação de uma prótese nesse orifício. A platinotomia é uma técnica em que a platina e a crua posterior do estribo são reposicionadas, sendo a crua anterior é coberta por fásia e colocada na janela oval, substituído a platina do estribo.

3.3. Timpanosclerose

A timpanosclerose é uma alteração histológica caracterizada por degeneração hialina da mucosa da ouvido médio, que pode se seguir de deposição de cálcio e fósforo na submucosa desta região que toma uma consistência endurecida, às vezes, óssea. Nesta patologia as lesões surgem muitas vezes sob a forma de placas semilunares, concêntricas ao annulus e situadas na *pars tensa*, após inflamações agudas e crônicas média da orelha e traumas. Pode envolver os ossículos do ouvido médio, podendo portanto causar perda auditiva [12], [13].

Este processo degenerativo que conduz a formação da timpanosclerose inicia-se nas fibras circulares presentes na camada central da membrana timpânica, sendo por isso que a chamam de doença da lâmina própria (camada central) [8].

3.4. Próteses de substituição da cadeia ossicular

As próteses da substituição da cadeia ossicular, *ossicular replacement protesis (ORP)*, podem ser de dois tipo, as totais (TORP) e as parciais (PORP). De forma muito singular

estas próteses tem que ser funcionais para amplitudes de movimentos na escalar micrométrica. Uma prótese ideal é aquela que consegue replicar as propriedades acústicas de forma adequada e integrada no funcionamento normal da cadeia ossicular. Um material comum que é usado é o próprio osso, no entanto, o osso no caso de ser um autoenxerto nem sempre é viável pois o paciente pode sofrer de doenças crônicas do ouvido médio o que impossibilita o seu uso. Os aloenxertos por outro lado deixaram de ser usados, pois sofriam reabsorção, perda de rigidez e acarretavam o perigo de infecção. Assim houve a necessidade de se desenvolverem próteses com outros materiais. Próteses poliméricas de polietileno, polietileno de alta densidade (HDPE), proplast (compósito PTFE-Carbono) e politetrafluoretileno (PTFE), foram desenvolvidas mas estas apresentavam problemas de extrusão, migração e reatividade no organismo, e assim deixaram de ser utilizadas. Atualmente usam-se próteses de materiais como o titânio, alumina, aço e ouro, que apresentam compatibilidade celular, uma boa estabilidade e transmissão acústica e boas propriedades mecânicas. Materiais bioativos como o bioglass, hidroxiapatite e Ceravital, foram também usados para a criação das próteses, no entanto não houve uma grande aceitabilidade devido às suas fracas propriedades mecânicas, instabilidade mecânica e à dificuldade de se criarem as próteses [14].

O tipo de prótese utilizado, TORP ou PORP, depende do nível de deficiência presente na cadeia ossicular. De acordo com a classificação Austin-Kartush, existem sete classes que definem estes níveis de deficiência [15].

Na classe A o martelo e estribo estão presentes. Nesta classe considera-se o uso de próteses do tipo PORT. Se o martelo é normal, e não muito anterior, fixa-se a extremidade proximal de qualquer prótese ao manúbrio do martelo com cimento ósseo.

Na classe B o martelo está presente mas o estribo, a bigorna e o arco do estribo estão ausentes. Neste caso usam-se uma prótese do tipo TORP, onde se cobre a parte superior da TORP com uma cartilagem. A superfície inferior da cartilagem é colada à cabeça do TORP.

Na classe D o martelo e o estribo estão ausentes, estando presente apenas a platina do estribo. Nesta classe usa-se também uma prótese do tipo TOPP.

Na classe C o martelo e a bigorna estão ausentes, no entanto o estribo está presente. Neste caso uma prótese do tipo PORP é a mais eficaz.

Na Classe E, onde há fixação da cabeça ossicular, e na classe F, onde o estribo está fixo, quando o martelo e a bigorna são fixos, remove-se a bigorna e cortar-se o pescoço do martelo, retirando-se então a cabeça do martelo. Se as cruras do estribo estão intactas cria-se um estado igual ao da classe C, onde se aplica uma prótese do tipo PORP [15].

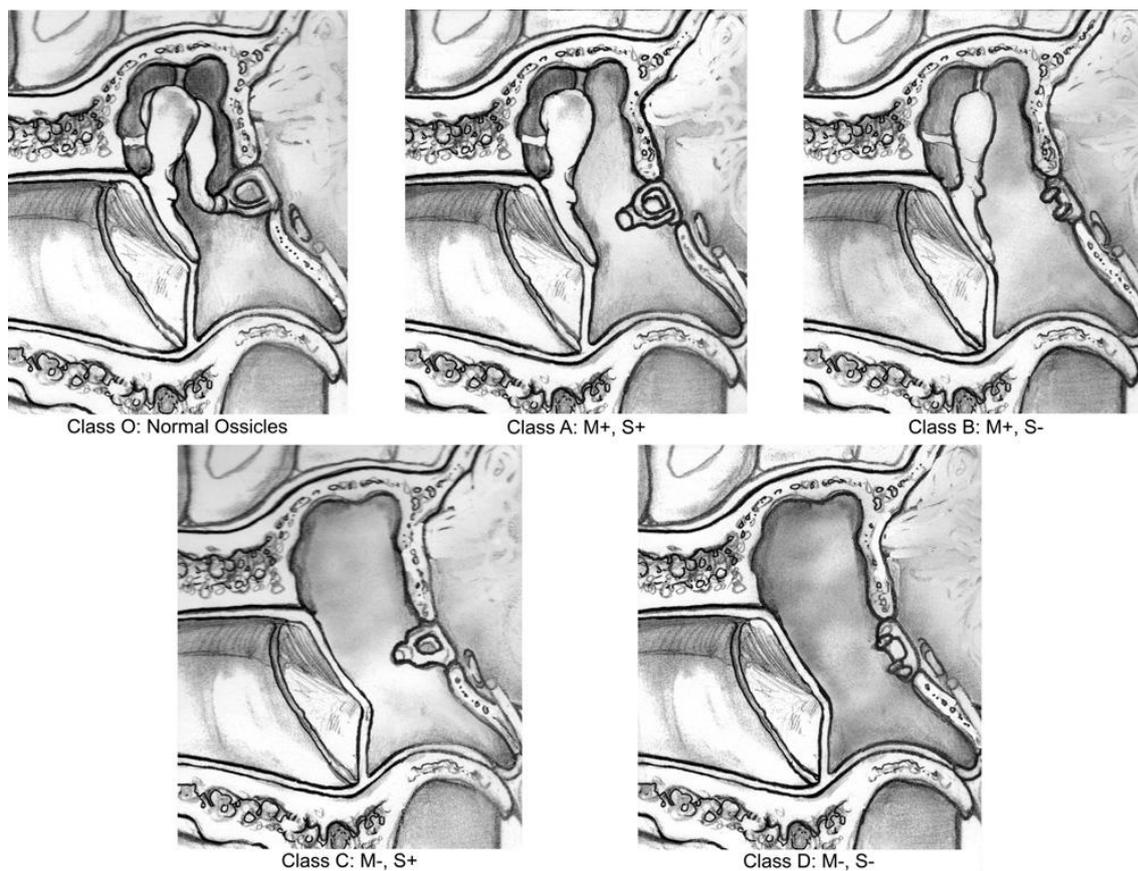


Figura 16 - Classificação Austin-Kartush para deficiências ossiculares; M+: Martelo Presente, M-: Martelo Ausente, S+: Estribo Presente, S-: Apenas platina do estribo [15].

No procedimento de substituição da cadeia ossicular por uma TORP, de acordo com vários autores, [16-19], uma cartilagem deverá ser intercalada entre a membrana timpânica e a prótese. Esta cartilagem tem como objetivo fundamental impedir a extrusão da prótese através da membrana. A fixação desta cartilagem de acordo com G. M. Pyle. 2003, pode ser fixa através de suturas, cola ou simplesmente sobreposta [19]. Esta cartilagem de acordo com Zahnert et al. 2003 confere melhor eficiência quando apresenta uma espessura de 0.5 mm [17]. Relativamente ao local de recolha desta cartilagem, vários autores indicam o trágus como um local de recolha [18], [19].

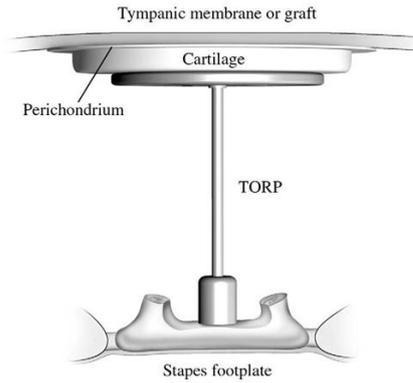


Figura 17 - Imagem exemplificativa da posição da cartilagem na interface membrana - prótese [19].

Em relação à fixação da TORP à platina do estribo, esta pode ser efetuada de várias formas. Vários autores afirmam que apenas a força de adesão da água consegue fixar a prótese no estribo, no entanto, esta fixação muitas vezes proporciona a deslocação indesejada da prótese [20], [21]. Desta forma existem técnicas que permitem diminuir a possibilidade de ocorrer essa deslocação. Estas técnicas podem ser caracterizadas pelo uso de cartilagens com um furo central, que são fixas na platina, por onde a prótese é guiada e fixada na platina, podem ser também caracterizadas pelo uso de próteses que apresentam saliências afiadas que perfuram o osso e ancoram na platina do estribo [21]. Por fim podem ser usadas peças que fazem a ligação entre a prótese e a platina como o Ω Connector comercializado pela Heinz Kurz GmbH Medizintechnik [22].



Figura 18 - Ω Connector e respectiva TORP

Capítulo 4

Modelos computacionais do ouvido médio

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica de análise numérica que permite a obtenção de soluções aproximadas para uma grande variedade de problemas. Embora tenha sido desenvolvida originalmente para se estudar tensões em estruturas complexas, desde então tem sido estendida a sua usabilidade ao amplo campo da mecânica dos meios contínuos. Esta técnica foi referenciada pela primeira vez em 1960, quando foi usado por R. W. Clough, 1960, num artigo sobre problemas de elasticidade em planos [23]. Apesar da origem do desenvolvimento deste método ter ocorrido no final do século XVIII, só se tornou possível a sua aplicação com o aparecimento dos computadores, facilitando a resolução das equações algébricas de grande dimensão [24]. Hoje em dia existem muitos programas de simulação numérica baseados no MEF, como por exemplo ABAQUS, ANSYS, MATLAB entre outros. Estes programas são capazes de lidar com vários tipos de problemas, onde o método pode ser aplicado à resolução de problemas unidimensionais, mas, mais frequentemente, bidimensionais e tridimensionais.

Hoje em dia o método de elementos finitos é utilizado em diversificadas áreas, incluindo a biomecânica, onde é utilizado em diversas áreas de investigação como no campo do ouvido humano. Neste campo de investigação têm sido abordados vários problemas e têm-se evoluído em diferentes áreas. Os modelos geométricos que representam o ouvido médio têm evoluído desde geometrias desenhadas em CAD manualmente até modelos captados com técnicas de imagiologia médica. Por outro lado os modelos mecânicos aplicados assim como as propriedades das materiais utilizadas tem evoluído de forma a se conseguir mimetizar o melhor possível a realidade do comportamento do ouvido médio.

4.1. Método de elementos finitos

Num problema contínuo de qualquer dimensão a variável de campo, seja, pressão, temperatura, deslocamento, tensões, ou outra, possui valores infinitos, porque é uma função de cada ponto genérico na região do corpo ou solução. Consequentemente, o problema apresenta um número infinito de incógnitas.

Assim, um procedimento de discretização em elementos finitos consegue reduzir o problema a um número finito de incógnitas dividindo a região de solução em elementos e expressando a variável de campo desconhecida de forma a assumir funções de aproximação dentro de cada elemento, daí a existência do método de elementos finitos [24].

As funções de aproximação são definidas em relação aos valores das variáveis de campo em pontos específicos, chamados nós ou pontos nodais. A variável de campo pode ser um escalar, um vetor ou um tensor de ordem superior. Os nós geralmente estão sobre os limites do elemento onde os elementos adjacentes estão ligados. Além de nós fronteira, um elemento pode também conter nós no interior. Os valores nodais da variável de campo e das funções de aproximação para os elementos definem completamente o comportamento da variável de campo dentro dos elementos. Esta característica permite a formulação de soluções para os elementos individuais antes de colocá-los juntos para representar o problema. Assim, um problema complexo é reduzido numa série de problemas bastante simplificado [24].

Em termos gerais o método de elementos finitos funciona executando-se um conjunto de tarefas sequenciadas: discretizar o *continuum*; escolher funções de interpolação; definir as propriedades do elemento; obtenção das equações do sistema; impor as condições fronteiras e resolver as equações do sistema.

- Discretizar o *Continuum*

O primeiro passo é dividir a região contínua em elementos. A variedade de formas dos elementos e formas diferentes para cada elemento pode ser empregada na região da mesma solução.

- Escolha das funções de interpolação.

De seguida é necessário atribuir nós a cada elemento e escolher a função de interpolação para representar a variação da variável de campo sobre o elemento. Muitas vezes, são selecionados polinómios como funções de interpolação para a variável de campo, porque são fáceis de integrar e diferenciar. O grau do polinómio escolhido depende do número de nós atribuído ao elemento, a natureza e o número de incógnitas em cada nó, e a certas exigências de continuidade impostas nos nós e ao longo dos limites do elemento.

- Encontrar as propriedades do elemento.

Uma vez que o modelo de elementos finitos é estabelecido, isto é, os elementos e suas funções de interpolação foram selecionados, tem que se determinar as equações matriciais de forma a serem expressadas as propriedades dos elementos individuais.

- Obtenção das equações do sistema.

Para se encontrarem as propriedades de todo o sistema modelado pela rede de elementos, tem que se reunir todas as propriedades de todos os elementos. Tem-se então que combinar a matriz de equações que expressa o comportamento dos elementos e formar a matriz de equações de maneira a expressar o comportamento de todo o sistema. A lógica para este procedimento de montagem advém do fato de que num nó, onde os elementos estão interligados, o valor da variável de campo é o mesmo para cada elemento que partilhe esse nó. Uma característica única do método dos elementos finitos é que as equações do sistema são geradas pelo conjunto das equações dos elementos individuais.

- Impor as condições de contorno.

Antes do sistema de equações estar pronto, este deve ser alterado de forma a conter as condições fronteiras do problema.

- Resolver as equações do sistema.

A resolução do conjunto de equações que são formadas permite obter os valores nodais desconhecidos do problema. Se o problema descrever um comportamento estável ou de equilíbrio, então tem que se resolver um conjunto de equações algébricas lineares ou não lineares. Se o problema for instável, as incógnitas nodais são em função do tempo, e tem-se assim de resolver um conjunto de equações diferenciais ordinárias lineares ou não lineares.

4.2. Modelos do ouvido médio

São um conjunto de características que definem um modelo de ouvido médio. Para a criação de um modelo são precisas características relativas à geometria, comportamento mecânico, no qual estão incluídos os modelos mecânicos e as propriedades mecânicas. Assim um modelo é a junção de um modelo geométrico que define a geometria, um ou vários modelos matemáticos que definem os modelos mecânicos e as características mecânicas dos objetos do modelo geométrico.

O primeiro estudo realizado relacionado com o comportamento biomecânico do ouvido médio, utilizando o MEF, foi feito em 1978 relativo ao ouvido médio do gato [25]. Este primeiro modelo no entanto era inapropriado para investigar o comportamento do ouvido médio humano. Assim, posteriormente desenvolveram-se então modelos que já permitiam o estudo do ouvido médio de humanos.

Modelos Geométricos

Os modelos inicialmente existentes eram incompletos e apresentavam formas geométricas muito rudimentares e de baixa resolução. Estes primeiros modelos começaram por ser desenhados manualmente em computador de forma a representarem de forma mais aproximada possível os elementos presentes no ouvido médio [26-30].

Imagens conseguidas a partir de CT, C. F. Lee [31], [32], micro-tomografia (μ CT) [33-35], ressonância magnética (RM) e a partir de seccionamentos histológicos já permitiram obter modelos com melhores resoluções. Apesar de muitos destes modelos apresentarem uma melhor resolução, as partes do modelo correspondentes a tecidos moles não estão presentes, tendo que ser muitas vezes incorporados no modelo manualmente como sendo objetos geométricos simples, como cilindros e cones.

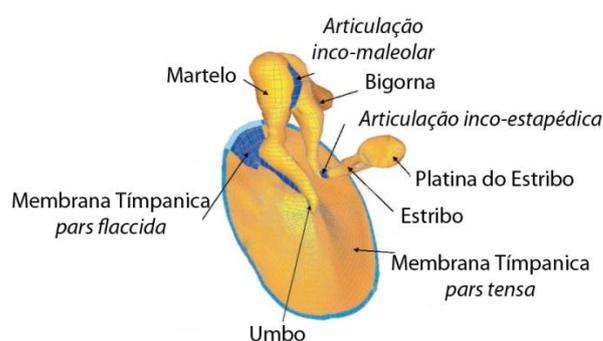


Figura 19 - Modelo geométrico do ouvido médio [36].

Para se obterem resultados mais reais com o método de MEF, os modelos geométricos tem que ser o mais precisos possível, e conter informação sobre os tecidos moles. Assim existem técnicas em que se combina a μ CT com microscopia confocal, o que permite obter modelos com tecido ósseo e tecido mole com alta resolução [37].

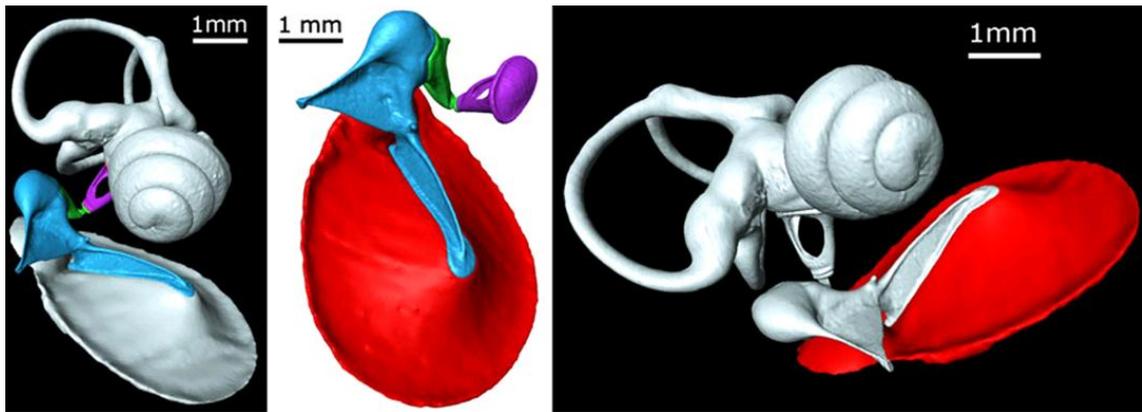


Figura 20 - Modelo do ouvido médio adquirido com combinação de μ CT e microscopia confocal [37].

Modelos Mecânicos

Os modelos mecânicos permitem modelar um sistema e assim permitir o seu estudo. Estes modelos mecânicos permitem criar uma abstração da realidade mas mesmo assim conseguir simular e prever o comportamento dessa mesma realidade [38]. No estudo do ouvido médio existem vários modelos que se podem aplicar relativos a vários aspetos.

Um desses modelos é por exemplo o modelo de Hill que permite modelar o comportamento dos músculos esqueléticos. Este modelo tem em consideração que existe contração dos músculos e que esta contração pode ter origem voluntária ou involuntária. Assim, Hill propôs um modelo em que o músculo é modelado por três elementos, o elemento contráctil (EC), o elemento elástico em série (EES) e o elemento elástico em paralelo (EEP). O elemento contráctil modela a parte ativa do músculo, que se apresenta extensível quando desativado, mas quando ativo tem a capacidade de encurtar. O elemento elástico em série modela a capacidade de um músculo conseguir uma mudança rápida entre estados ativos e inativos. Por último o elemento elástico em paralelo modela o comportamento passivo do músculo. Este modelo é muitas vezes usado para se preverem relações de forças, comprimentos e velocidades de forma a se conseguir descrever o comportamento dos músculos [39].

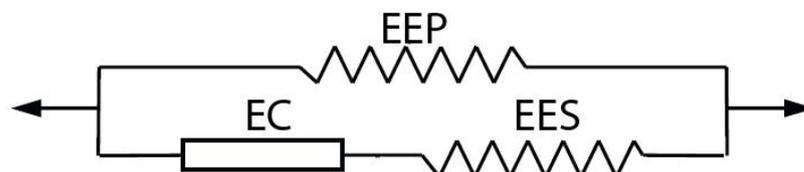


Figura 21 - Representação do músculo pelo modelo de Hill [39].

Existem também outros modelos que permitem simular por exemplo o comportamento hiperelástico de vários materiais, como o modelo de Yeoh, Ogden, Mooney-Rivlin, neo-Hookean entre outros.

O modelo de Yeoh descreve a incompressibilidade de materiais isotrópicos com comportamentos não lineares como a borracha, ou seja hiperelásticos. Este modelo descreve os comportamentos dos materiais usando a função potencial de energia de deformação[40].

O modelo de Ogden é um modelo, desenvolvido por Ray W. Ogden em 1972, que descreve a hiperelasticidade de um material através de um comportamento da tensão-deformação não linear. É usado para descrever materiais como polímeros, borrachas e tecido biológico. Este modelo assume que o comportamento do material é descrito através da função potencial de energia da deformação [41].

O modelo de Mooney-Rivlin, proposto em 1940 por Melvin Mooney, é um modelo em que a função potencial de energia da tensão é uma combinação linear dos tensores de deformação de Cauchy-Green [42][43].

Propriedades Dos Materiais

As propriedades dos materiais nos modelos utilizados em MEF têm que ser definidos para se poder fazer uma análise do comportamento do sistema. Assim é necessária a definição de características como: coeficiente de Poisson, módulo de Young, massa específica, coeficientes de amortecimento, e se necessário, devido a modelos como o de Yeoh, constantes específicas de determinado modelo. Além destas características têm que se definir propriedades como o isotropismo, anisotropismo, linearidade, etc, que vão definir o comportamento dos materiais.

Relativamente ao coeficiente de Poisson é assumido, em vários estudos, como sendo 0.3 em todos os elementos no ouvido médio [30], [36], [44], [45]. Além disso foi demonstrado que o coeficiente de Poisson não tem efeitos significativos sobre o comportamento dinâmico do sistema do ouvido médio [46].

Na Tabela 1 são apresentadas as propriedades dos materiais utilizados por Sun et al. 2002 num modelo em que a membrana timpânica foi modelada considerando-se um modelo linear elástico com propriedades homogêneas e ortotrópicas, em que as suas propriedades mecânicas são únicas e independem das direções de três eixos mutuamente perpendiculares. Os ossículos e a ligação martelo - membrana timpânica foram, por outro lado considerados como sendo lineares elásticos, homogêneos e isotrópicos. Os tendões da articulação inco-maleolar e os tendões da articulação inco-estapédica foram modelados como sendo um material homogêneo isotrópico [36].

Tabela 1 - Propriedades dos materiais utilizados por Sun et al. 2002 [36].

Membrana Timpânica	
Massa específica [kg/m ³]	1,2 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	
<i>pars tensa</i>	2,0 X 10 ⁷ (circunferencial); 3,2 X 10 ⁷ (radial)
<i>pars flaccida</i>	1,0 X 10 ⁷ (circunferencial); 1,0 X 10 ⁷ (radial)
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s
Martelo	
Massa específica [kg/m ³]	
<u>Cabeça</u>	2,55 X 10 ³
<u>Colo</u>	4,53 X 10 ³
<u>Cabo</u>	3,70 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	1,41 X 10 ¹⁰
Bigorna	
Massa específica [kg/m ³]	
<u>Corpo</u>	2,36 X 10 ³
<u>Apófise Curta</u>	2,26 X 10 ³
<u>Apófise Longa</u>	5,08 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	1,41 X 10 ¹⁰
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s
Estribo	
Massa específica [kg/m ³]	2,20 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	1,41 X 10 ¹⁰
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s
Tendões da articulação inco-maleolar	
Massa específica [kg/m ³]	3,2 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	1,41 X 10 ¹⁰
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s
Tendões da articulação inco-estapédica	
Massa específica [kg/m ³]	1,2 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	6,0 X 10 ⁵
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s
Ligação Martelo - Membrana Timpânica	
Massa específica [kg/m ³]	1,0 X 10 ³
Módulo de Young [N/m ²]	4,7 X 10 ⁹
Amortecimento	a = 0 s ⁻¹ , b = 0,0001 s

No estudo realizado por Gentil. 2008, as propriedades dos materiais foram baseadas no estudo de Sun et al. 2002 para o modelo com características elásticas lineares. No entanto para este modelo foram consideradas características hiperelásticas, segundo o modelo de Yeoh, os ligamentos do martelo, da bigorna e do estribo e os músculos estapédico e tensor do tímpano [1]. Assim, a Tabela 2 representa as constantes usadas para caracterizarem as propriedades do material desses elementos usando o modelo de Yeoh.

Tabela 2 - Constantes usadas no modelo de Yeoh por Gentil et al. [1].

	Elemento		
	c_1	c_2	c_3
Ligamentos do martelo:			
<u>Superior</u>	$4,0 \times 10^3$	$2,2 \times 10^3$	$-1,0 \times 10^3$
<u>Lateral</u>	$4,0 \times 10^3$	$7,6 \times 10^4$	$-1,2 \times 10^3$
<u>Anterior</u>	$4,0 \times 10^3$	$2,7 \times 10^3$	$-1,0 \times 10^3$
Ligamentos da bigorna:			
<u>Superior</u>	$4,0 \times 10^3$	$2,2 \times 10^3$	$-1,0 \times 10^3$
<u>Posterior</u>	0,0	$4,0 \times 10^4$	$-1,4 \times 10^4$
Ligamento do estribo:			
<u>Anular</u>	$9,0 \times 10^2$	$4,5 \times 10^4$	$-3,0 \times 10^4$
Músculos:			
<u>Tensor do tímpano</u>	$1,4 \times 10^4$	$8,5 \times 10^4$	$-1,0 \times 10^4$
<u>Estapediano</u>	$1,4 \times 10^4$	$8,5 \times 10^4$	$-1,0 \times 10^4$

Wang et al. 2007 realizaram um estudo em que usaram um modelo do ouvido médio em que membrana timpânica, ligamento anterior do martelo, ligamento posterior da bigorna, músculo tensor do tímpano e ligamento anular do estribo foram representados pelo modelo Mooney-Rivlin, assumido propriedades isotrópicas e homogêneas [47]. Os restantes elementos da caixa timpânica, por outro lado foram considerados lineares elásticos, de acordo com Gan et al. 2004 [48]. Assim as constantes usadas para definir o modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin estão representadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Constantes do modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin usados por Wang et al. [47].

	c_{10} [MPa]	c_{01} [MPa]	c_{20} [MPa]	c_{11} [MPa]	c_{02} [MPa]
Membrana Timpânica	0,4196	-0,2135	1357,8	-2843,5	1496,7
Ligamento anterior do martelo	0,0123	0,0286	12,793	-28,476	16302
Ligamento posterior da bigorna	-0,0524	0,0823	28,033	-62,039	34,864
Músculo tensor do tímpano	-0,0071	0,0254	14,059	-30,933	17,297
Ligamento anular do estribo	-0,1085	0,2111	85,037	-1796,3	953,51

4.3. Estudos do ouvido médio realizados com MEF

Vários estudos têm-se vindo a desenvolver sobre as propriedades e características biomecânicas do ouvido médio. Gentil et al. 2011 realizaram um estudo para comparar o comportamento do sistema tímpano-ossicular do ouvido médio com prótese no estribo comparativamente com uma cadeia tímpano-ossicular normal. Além de fazerem uma comparação da cadeia tímpano-ossicular com ou sem prótese, realizaram a comparação entre diferentes próteses, de diferentes materiais [49]. Num outro estudo fizeram a comparação do comportamento biomecânico, mais especificamente relativo aos deslocamentos que ocorrem na parte central da platina do estribo, do ouvido normal e do ouvido aquando cirurgicamente corrigido com uma estapedotomia, pela técnica de Hough [50]. Em ambos os estudos os resultados foram comparados aplicando-se uma pressão sonora de 63.246 Pa, correspondente a 130 dB SPL, na membrana timpânica numa gama de frequências de 100 Hz a 10 kHz.

Outros estudos debruçam-se na análise da influência de determinadas características que são aplicadas nos modelos utilizados. Num dos estudos, um modelo em que os ligamentos e os tendões dos músculos apresentavam um comportamento hiperelástico e não linear, foi comparado com outros tipos de modelos previamente existentes que apresentavam um comportamento elástico e linear. A comparação foi feita aplicando-se pressões de 80 e 105 dB SLP na gama de 100 Hz aos 10 kHz na membrana timpânica e avaliando nos dois modelos os deslocamentos no umbo e na platina do estribo. Foi também comparada a tensão, considerando-se a tensão principal máxima, nos ligamentos nos dois modelos [44]. Um outro estudo realizado tentou determinar uma configuração realística dos músculos tensor timpânico e do músculo estapediano e avaliar a sua influência, na resposta à aplicação de pressões de 110, 120 e 130 dB SPL numa gama de frequência entre os 100 Hz e os 10 kHz, analisando os deslocamentos da platina do estribo [45]. Um outro estudo fez a comparação de oito modelos de MEF da membrana timpânica, tendo em consideração as principais

características e parâmetros dos modelos publicados, concentrando-se principalmente na origem e características do modelo geométrico, restrições do modelo e aspectos relativos às características mecânicas da membrana timpânica [51].

Assim, enquanto são realizados estudos para melhor definir os modelos utilizados em análises por MEF, de forma a tornar estes modelos os mais representativos da realidade, são realizados em paralelo estudos para caracterizar comportamentos biomecânicos específicos no ouvido médio.

4.4. Análise dinâmica do comportamento mecânico do ouvido médio com prótese total

Este estudo foi realizado de forma a analisar e caracterizar o comportamento do ouvido médio quando de uma prótese total substitui os elementos da cadeia ossicular, num procedimento de classe D na classificação Austin-Kartush para deficiências ossiculares, classe que é caracterizada pela ausência da cadeia ossicular, exceto da platina do estribo, como se pode ver na Figura 16 [15].

Assim, com o objetivo de se perceber o comportamento do ouvido médio quando presente uma TORP foram efetuados estudos dinâmicos do modelo (vibrações forçadas), utilizando o programa ABAQUS. Neste estudo das vibrações forçadas, para gamas de frequências compreendidas entre os 100 Hz e 10 kHz diferentes pressões acústicas foram aplicadas sobre a membrana timpânica. Os níveis de pressão sonora audíveis aplicados sobre a membrana foram 0 dB SPL (2.0×10^{-5} Pa), 60 dB SPL (2.0×10^{-2} Pa), 80 dB SPL (0.2 Pa), 90 dB SPL (0.632 Pa) e 130 dB SPL (63.246 Pa), ou seja, pressões entre os 0 dB, o considerado nível mínimo de audibilidade e os 130 dB, o limiar de dor.

A escala de decibéis SPL define níveis sonoros comparando as pressões sonoras, p , com uma pressão sonora referência, $p_0 = 20 \mu\text{Pa}$, correspondente ao limiar da audibilidade e é dada pela seguinte equação;

$$SPL = 20 \log \frac{p}{p_0} \quad (1)$$

Por outro lado fatores como a espessura e diâmetro da cartilagem da interface membrana-prótese e o ângulo que a prótese faz na interação com o estribo foram variabilidades aplicadas no estudo.

Modelo geométrico e malha de elementos finitos

A partir de um modelo já existente, criado por M. Gentil. 2008, que continha a cadeia ossicular completa, a membrana timpânica e o fluido coclear, foi criado um modelo onde a cadeia ossicular foi substituída, excluindo-se a eliminação da platina do estribo, por uma prótese total. Foram também incluídos no modelo, além da prótese total, uma cartilagem e cola. Este modelo geométrico foi modificado de forma a garantir que o modelo do ouvido médio ficasse de acordo com as técnicas descritas pelos vários autores [16-21]. Neste modelo modificado os ligamentos e músculos associados aos ossículos foram eliminados. Em relação à interface TORP - platina foi adicionada cola com o intuito de se poder simular os diferentes ângulos que a prótese faz na interação com o estribo, mantendo a menor variabilidade entre modelos.

Neste modelo pré existente a membrana timpânica é constituída por *pars flaccida*, *pars tensa*, ligamentos da *pars flaccida* e também pelo sulco timpânico.

A membrana no seu total é constituída por 16561 nós e 12243 elementos. Deste número total de nós que definem a membrana existem 202 que correspondem ao sulco timpânico. Respetivamente ao número total de elementos constituintes da membrana, 10908 correspondem à *pars tensa*, 1335 correspondem à *pars flaccida* e os restantes 45 elementos aos ligamentos da *pars flaccida*. No caso da *pars flaccida* e da *pars tensa*, ambas são definidas maioritariamente por elementos do tipo C3D8, contendo apenas 107 elementos definidos como sendo do tipo C3D6. Os elementos que definem os ligamentos da *pars flaccida* são do tipo T3D2.

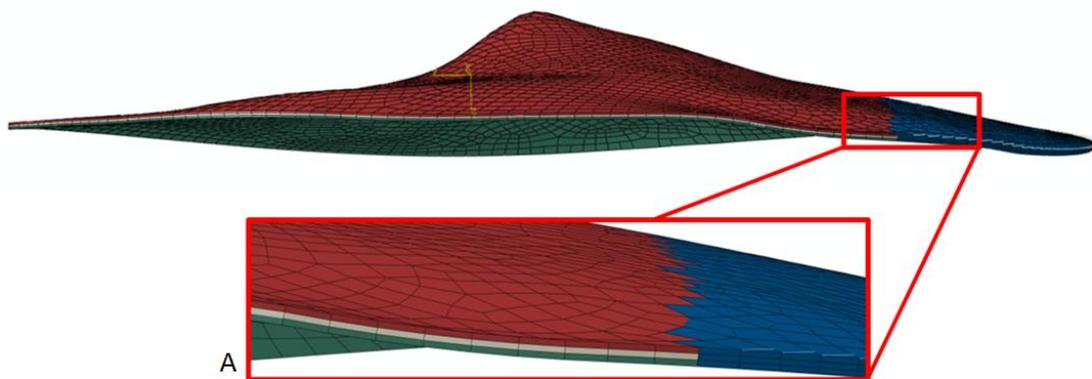


Figura 22 - Modelo geométrico da membrana timpânica. A - Detalhe das 3 camadas que formam a *pars tensa* e da *pars flaccida*.

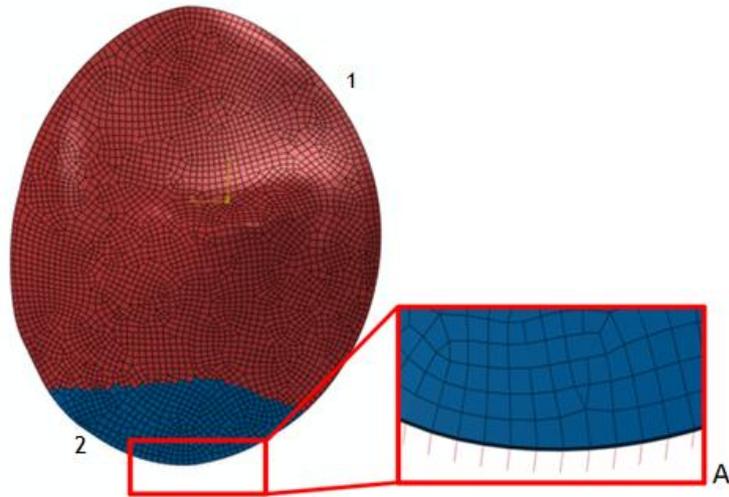


Figura 23 - 1- Pars flaccida; 2- Pars tensa; A - Detalhe dos ligamentos da pars flaccida

Em relação ao estribo, este foi modificado, eliminando-se tudo exceto a platina e deixando-se reminiscências das cruras junto à platina. Assim o estribo é constituído por 1465 nós e 4902 elementos. Os elementos do estribo são do tipo C3D4. Na periferia da platina do estribo, foram colocados 78 elementos lineares, do tipo T3D2, formados pelos nós da platina e outros tantos exteriores, simulando o ligamento anular. O fluido coclear é formado por um conjunto de 1056 elementos de fluido do tipo F3D3, formados por 529 nós da platina 1 fora da platina.

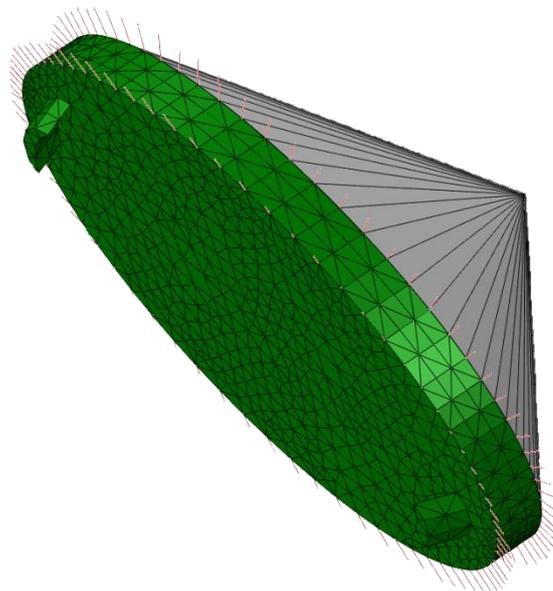


Figura 24 - Platina do estribo, com ligamento anular e fluido coclear associado.

A cartilagem utilizada para fazer a interface entre a TORP e a membrana tem uma forma geométrica cilíndrica. As dimensões das cartilagens utilizadas variaram entre os 0,3 mm e os 0,7 mm de espessura e os 4 mm e os 5 mm de diâmetro. Para cada geometria a

Tabela 4 indica o respetivo número de nós e de elementos. Os elementos para todas as geometrias da cartilagem foram do tipo C3D4.

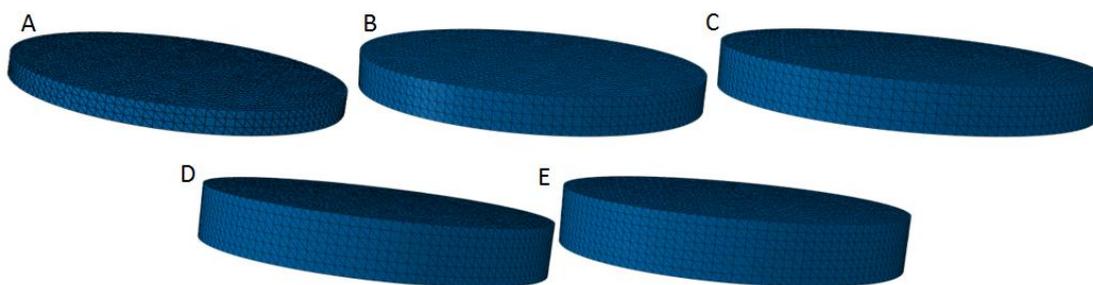


Figura 25 - Modelo geométrico das cartilagens de diferentes espessuras utilizadas. A - 0,3 mm; B - 0,4 mm; C - 0,5 mm; D - 0,6 mm; E - 0,7 mm

Tabela 4 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos das cartilagens utilizadas.

	4 mm de diâmetro		5 mm de diâmetro	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos
0,3 mm espessura	6266	28236	9884	44949
0,4 mm espessura	5903	25483	12143	58303
0,5 mm espessura	8853	43257	13981	68968
0,6 mm espessura	10093	50318	15805	79614
0,7 mm espessura	11303	57364	17858	91524

A prótese utilizada pode ser dividida em três zonas distintas, cabeça, haste e pé como se pode ver na Figura 27. A cabeça da prótese, de forma elíptica, e o pé da prótese apresentam sempre as mesmas dimensões. Esta prótese foi desenhada num programa de CAD, como se pode ver na Figura 26, onde as dimensões foram respeitadas de acordo com P. Prendergast. 2001 [52]. Na haste da prótese já se varia o seu comprimento. Os diferentes comprimentos que estão apresentados na Tabela 5, onde estão também apresentados os respetivos números de nós e elementos para cada modelo da TORP. Os elementos destes modelos são do tipo C3D4.

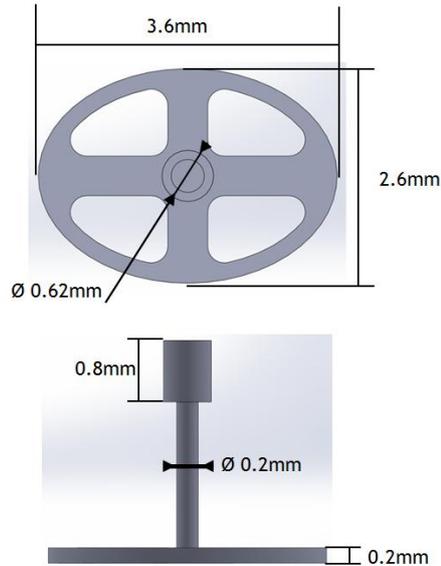


Figura 26 - Modelo em CAD da TORP

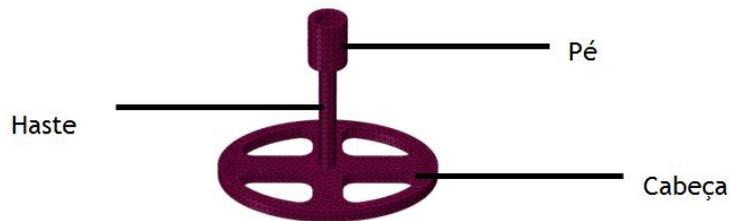


Figura 27 - Modelos Geométrico da TORP

Tabela 5 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos das TORPs utilizados.

Cumprimento Total	Nós	Elementos
3 mm	2736	9975
2,9 mm	2018	6722
2,8 mm	2045	6864
2,7 mm	1999	6658
2,6 mm	2029	6817

Relativamente à cola da interface membrana-cartilagem foram criados quatro modelos geométricos. Dois modelos para o caso em que o ângulo que a prótese faz na interação com o estribo é de 0 graus e outros dois para quando o angulo é de 10 graus. Os dois modelos para cada um dos ângulos são relativo aos diferentes diâmetros que a cartilagem pode ter, 5 e 4 mm. A Tabela 6 apresenta o número de nós e de elementos para cada um dos quatro modelos. Os elementos dos quatro elementos são do tipo C3D4H.

Tabela 6 - Número de nós e de elementos dos modelos geométricos da cola da membrana utilizados.

	0 Graus		10 Graus	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos
4 mm de diâmetro	2095	9577	1167	4846
5 mm de diâmetro	12068	60559	3572	16937

A cola presente entre a TORP e a platina pode ter duas configurações. Uma para o caso em que o ângulo que a prótese faz na interação com o estribo é de 0 graus e outra para quando este mesmo angulo é de 10 graus. O número de nós e de elementos para cada um dos modelos está descrito na Tabela 7. Os elementos para estes modelos geométricos são do tipo C3D4.



Figura 28 - Modelo geométrico da cola presente na interface TORP - Platina

Tabela 7 - Nós e elementos para os modelos geométricos da cola posicionada entre a TORP e a platina.

0 Graus		10 Graus	
Nós	Elementos	Nós	Elementos
608	2099	1091	4552

Propriedades de material

As propriedades características dos materiais usados nos modelos estão listadas na Tabela 8 e Tabela 9. Relativamente à membrana timpânica as propriedades usadas foram as propriedades usadas por F. Gentil et al. 2011. As propriedades do estribo e dos ligamentos foram também usadas de acordo com as propriedades usadas por F. Gentil et al. 2011. Relativamente às propriedades da cartilagem tragal, as propriedades foram usadas de acordo com Y. H. Wen et al. 2006 [53]. As propriedades da cola foram usadas de acordo com J. Schimidt 2000 [54]. O material da prótese de acordo com o fabricante é Titânio - Grade 2. As propriedades da cola alternativa foram definidas iterativamente, de forma a se conseguir a melhor adaptação possível da cola na interação membrana timpânica - cartilagem. O coeficiente de poisson para a membrana, cartilagem e estribo é de 0,3. Para a prótese o coeficiente de poisson é de 0,37 e para a cola é de 0,4.

O comportamento para todo o modelo, excepto do ligamento anular e dos ligamentos que estão a simular ligamentos da *pars flaccida*, é elástico. Para os ligamentos o comportamento é não linear hiperelástico, onde foi usado o modelo de Yeoh. As constantes utilizadas no modelo de Yeoh, apresentadas na Tabela 9, foram obtidas na literatura [44]. A função de energia de deformação ψ para este modelo material é dada pela equação 2, onde I_1 é o primeiro invariante do tensor de Cauchy-Green à direita (C) e c_1 c_2 e c_3 são constantes materiais.

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

O estado de tensão de um ponto pode ser calculado de acordo com a equação diferencial descrita em seguida, onde T representa o tensor das segundas tensões de Piola-Kirchhoff.

$$T = 2 \frac{d\Psi}{dC} \quad (3)$$

Tabela 8 - Propriedades de materiais

Membrana Timpânica	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	1,2 X 10 ³
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	
<i>pars tensa</i>	
Camada 1	1,0 X 10 ⁷
Camada 2	2,0 X 10 ⁷ (circunferencial); 3,2 X 10 ⁷ (radial)
Camada 3	1,0 X 10 ⁷

<i>pars flaccida</i>	$1,0 \times 10^7$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 0,0001 \text{ s}$
TORP [55]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$4,51 \times 10^3$
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	116×10^9
Cartilagem [53]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$1,3 \times 10^3$
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	$2,8 \times 10^6$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 0,01 \text{ s}$
Cola [54]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$1,7 \times 10^3$
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	$6,0 \times 10^9$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 1,592 \times 10^{-6} \text{ s}$
Cola Alternativa	
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	5000
Estribo [44]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$2,20 \times 10^3$
<u>Módulo de Young [N/m²]</u>	$1,41 \times 10^{10}$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 0,0001 \text{ s}$
Ligamento Anular [44]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$1,0 \times 10^3$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 0,0001 \text{ s}$
Ligamentos da <i>pars flácida</i> [44]	
<u>Massa específica [kg/m³]</u>	$1,0 \times 10^3$
<u>Amortecimento</u>	$a = 0 \text{ s}^{-1}, b = 0,0001 \text{ s}$

Tabela 9 - Propriedades hiperelásticas.

	C_1	C_2	C_3
Ligamento Anular	$6,3064 \times 10^2$	$-9,99999 \times 10^3$	$2,2045 \times 10^6$

Condições fronteira

Os contactos usados entre os modelos geométricos foram do tipo TIE e do tipo Hard Contact.

O contacto do tipo *Hard Contact* é construído segundo a técnica de Newton-Raphson. Nesta técnica no programa ABAQUS definem-se duas superfícies, a *master* e a *slave*, onde os nós de uma superfície *slave* não podem penetrar os elementos que fazem parte da superfície *master*.

O contacto do tipo *TIE* é definido com um contacto onde as áreas intervenientes estão unidas.

Os contactos *TIE* foram usados para os contactos cola membrana - cartilagem, cartilagem - TORP, TORP - Cola da platina e cola platina - platina. Estes contactos estão representados a vermelho na Figura 29.



Figura 29 - Contactos do tipo *TIE*

Os contactos do tipo *Hard Contact* foram utilizados entre a superfície da membrana e a superfície da cola que faz a interface entre a membrana e a cartilagem, como se pode ver na Figura 30.



Figura 30 - Contactos do tipo *Hard Contact*

Diferentes *steps* foram criados de forma a criar a simulação. Nestes *steps* diferentes condições fronteira foram utilizadas, excetuando na membrana timpânica, a qual foi fixa em toda a sua periferia, expeto os nós dos ligamentos da *pars flaccida* que foram fixos no seu nó

mais periférico. Esta fixação da membrana timpânica teve como objetivo simular o sulco timpânico.

No primeiro *step* foi aplicado um primeiro deslocamento aos nós do ligamento anular, da cola da membrana, da cabeça da TORP, do fluido e aos nós da cartilagem. Este deslocamento foi igual para todos estes nós e teve como objetivo que todo o conjunto do modelo, excepto da membrana, se desloca-se deformando a membrana de maneira a aproximar o estribo da sua posição original. Isto, pois o modelo foi construído tendo o estribo e o fluido um *offset* na sua posição original, se forma a permitir que a membrana fosse deformada e modelada pelo resto do modelo.

Num segundo *step* toda a membrana foi fixa, as propriedades da cola da membrana foram alteradas, desativaram-se os contactos do tipo *Hard Contact* e aplicou-se um outro deslocamento aos nós do ligamento anular, da cola da membrana, da cabeça da TORP, do fluido e aos nós da cartilagem. Este deslocamento tem um sentido contrário ao anterior. O objetivo deste *step* foi de manter a membrana deformada e impedir que haja nós da cola da membrana no interior da membrana, de forma a eliminar problemas nos *steps* posteriores.

As propriedades da cola foram alteradas de maneira a que esta se adaptasse da melhor maneira possível à membrana.

No terceiro *step* foi aplicado um deslocamento aos nós do ligamento anular, da cola da membrana, da cabeça da TORP, do fluido e aos nós da cartilagem, e foram reativados os contactos do tipo *Hard Contact* entre a cola da membrana e a membrana. Este deslocamento corresponde ao *offset* que o estribo tinha na fase da criação do modelo.

No quarto *step* foram trocadas as propriedades da cola da membrana, para as suas propriedades reais, desativou-se a fixação da membrana, fixaram-se os nós do ligamento anular e o nó do fluido, permitindo que se atingisse o equilíbrio do modelo.

No último *step*, mantiveram-se as condições fronteira do quarto *step*, adicionando-se apenas as pressões sonoras na superfície da membrana.

Capítulo 5

Análise biomecânica da correção do sistema tímpano-ossicular pela colocação de implantes.

Neste capítulo apresenta-se a informação retirada do conjunto de modelos criados com a prótese total relativa ao deslocamento de dois nós do modelo. Um relativo ao umbo, o nó 112055, e outro relativo à platina do estribo, o nó 71956. Os gráficos seguintes representam os deslocamentos para todos os modelos para os diferentes níveis de pressão sonora aplicados sobre a membrana timpânica (0 dB SPL a 130 dB SPL). Os resultados foram comparados com o modelo do ouvido médio saudável.

5.1. Resultados para pressão acústica de 0 dB

Para os 0 dB os resultados obtidos demonstram que na membrana os valores de deslocamentos, para os modelos de 0 graus, estão entre os $5,59 \times 10^{-12}$ m e $3,49 \times 10^{-14}$ m correspondendo ao modelo de 4 mm de diâmetro com espessura de 0,7 mm e ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente. Para o caso do modelo de 10 graus os valores de deslocamentos estão entre os $1,82 \times 10^{-11}$ m e os $6,65 \times 10^{-14}$ m, correspondendo aos modelos de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao de 5 mm diâmetro e 0,6 mm de espessura.

Para o estribo, nos modelos de 0 graus, os resultados obtidos apresentam valores de deslocamento entre os $2,32 \times 10^{-12}$ m e $2,09 \times 10^{-15}$ m, para os modelos 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e para o modelo de 5 mm diâmetro e 0,4 mm espessura,

respetivamente. Para os modelos de 10 graus os valores estão entre $2,12 \times 10^{-12}$ m e os $1,27 \times 10^{-15}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura.

Nó da membrana

No caso do modelo com o ângulo de 0 graus - Figura 31 - é notório que a ordem dos deslocamentos para os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro é menor do que os deslocamentos dos modelos com cartilagens de 4 mm, expeto na gama dos 5220 Hz aos 10 kHz e na frequência de 782 Hz onde estes modelos apresentam valores de deslocamentos superiores. Para a gama de frequências superiores aos 800 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos superiores ao do modelo do ouvido médio normal, excluindo a os modelos com cartilagem de 5 mm de diâmetro que na frequência de 1125 Hz apresentam o valor mínimo de deslocamento comparativamente com todos os outro modelos.

A variabilidade na ordem dos deslocamentos entre os modelos de diferentes espessuras para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm é desprezível. Para o caso dos modelos com diâmetro de 4 mm, para frequências inferiores a 350 Hz é notória uma variação dos valores de deslocamentos inerente à variação da espessura da mesma. Assim, as cartilagens de maior espessura apresentam valores de deslocamento superiores comparativamente com as cartilagens de menor espessura.

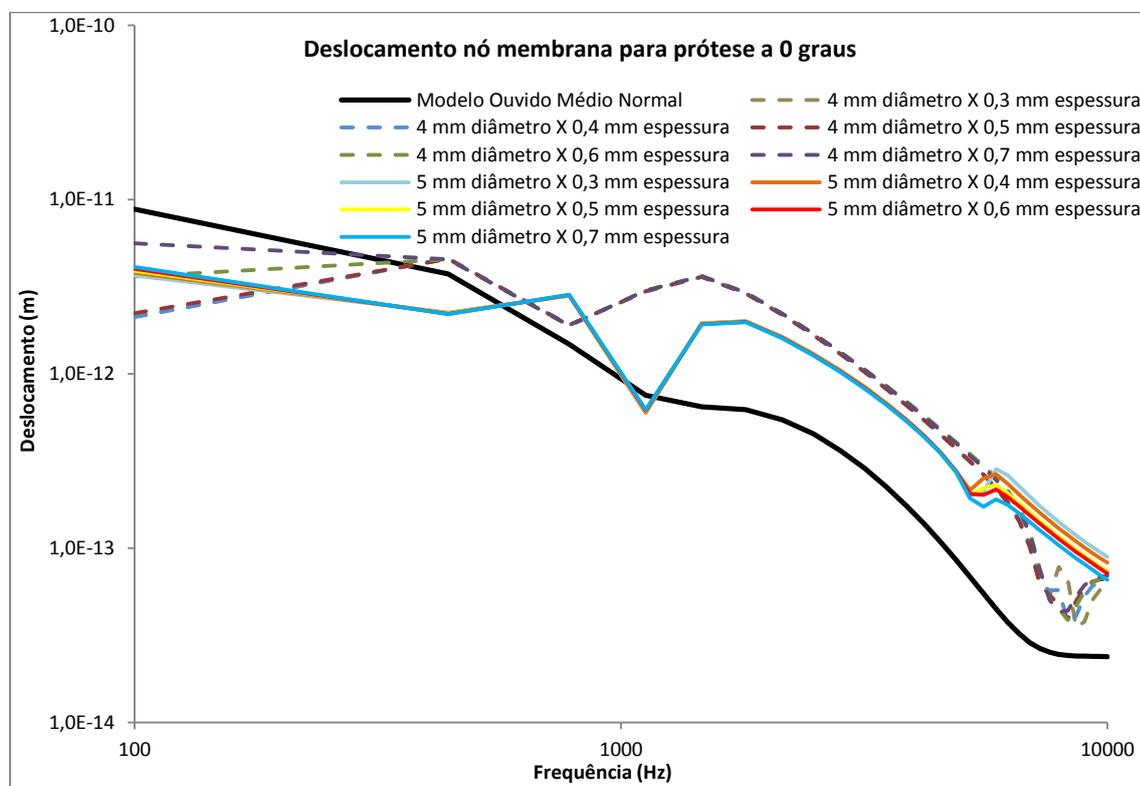


Figura 31- Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 0 dB.

No modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 32 - o comportamento dos vários modelos é muito semelhante. Para a gama de frequências inferior aos 450 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos muito semelhantes ao do modelo do ouvido médio, tendo os modelos de cartilagem de diâmetro de 5 mm um comportamento relativamente melhor. Para a gama de frequências entre os 450 Hz e os 2150 Hz os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro apresentam também valores superiores aos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm. Para esta gama os valores de deslocamento dos modelos com próteses são sempre superiores aos valores do modelo do ouvido médio normal. Para a gama de frequências superiores a 2150 Hz os modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam valores de deslocamentos superiores aos restantes modelos. A variabilidade para as diferentes espessuras no caso dos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm é desprezível. No caso dos modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm, só no caso do modelo com espessura de 0,7 mm é que é notória uma grande variação, em que este modelo apresenta valores relativamente superiores a todos os outros.

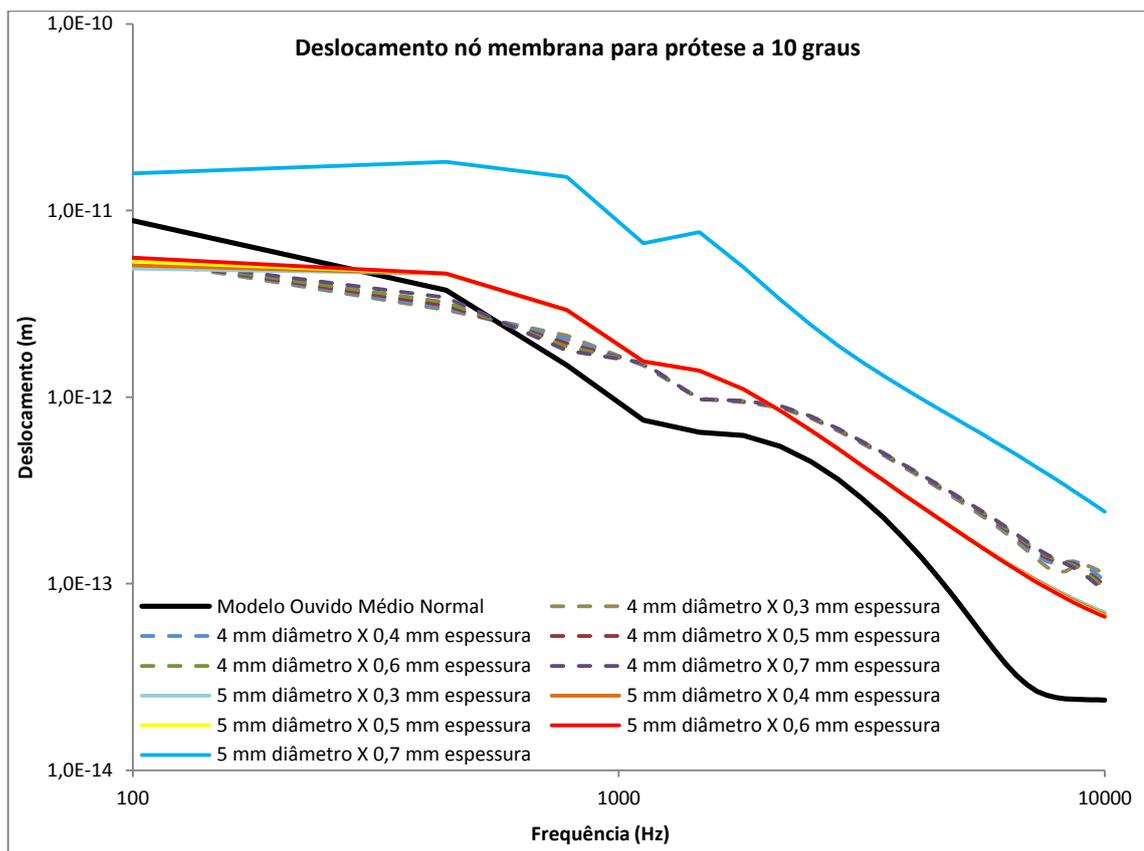


Figura 32 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 0 dB.

Nó do estribo

No caso do modelo de 0 graus - Figura 33 - a gama de deslocamentos para os modelos com a cartilagem de 5 mm de diâmetro é maioritariamente inferior ao dos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm, excluindo a gama de frequências entre os 780 Hz e os 2150 Hz e para frequências inferiores a 200 Hz. Todos os modelos para a gama de frequências inferior a 5562 Hz apresentam valores de deslocamentos inferiores ao do modelo do ouvido médio normal. Para frequências superiores aos 5562 Hz os modelos com cartilagens com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao no modelo normal. Para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm, o modelo com a cartilagem com espessura de 0,3 mm apresenta valores de deslocamento superiores ao do modelo normal a partir dos 7270 Hz. As restantes espessuras dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao do modelo normal a partir dos 9000 Hz.

Nos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro a variância dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras é desprezível para frequências superiores a 441 Hz. Para frequências inferiores a 441 Hz, os modelos com cartilagens com espessura de 0,6 mm e 0,5 mm apresentam os valores mais baixos. Os restantes modelos apresentam valores muito semelhantes, sendo estes os mais elevados para os modelos de cartilagens com diâmetro de 4 mm.

Nos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras reflete, em determinadas gamas de frequências, comportamentos diferentes nos modelos. Assim, para a gama de frequências inferiores a 1125 Hz, os modelos com cartilagens de 0,3 mm de espessura apresenta os valores de deslocamento mais altos, seguindo-se o modelo com 0,7 mm, 0,4 mm, 0,6 mm e com os valores menos elevados o modelo com espessura de 0,5 mm. Na gama de frequências entre os 1125 Hz e os 3172 Hz o comportamento dos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro com as diferentes espessuras é muito semelhante, fazendo-se realçar que o modelo com 0,3 mm de espessura apresenta valores relativamente superiores aos restantes. Na gama de frequências entre os 3172 Hz e os 5562 Hz há uma variação bruta nos valores de deslocamento, onde os modelos com cartilagens com espessura de 0,7 mm e 0,3 mm apresentam os valores de deslocamento mais elevados.

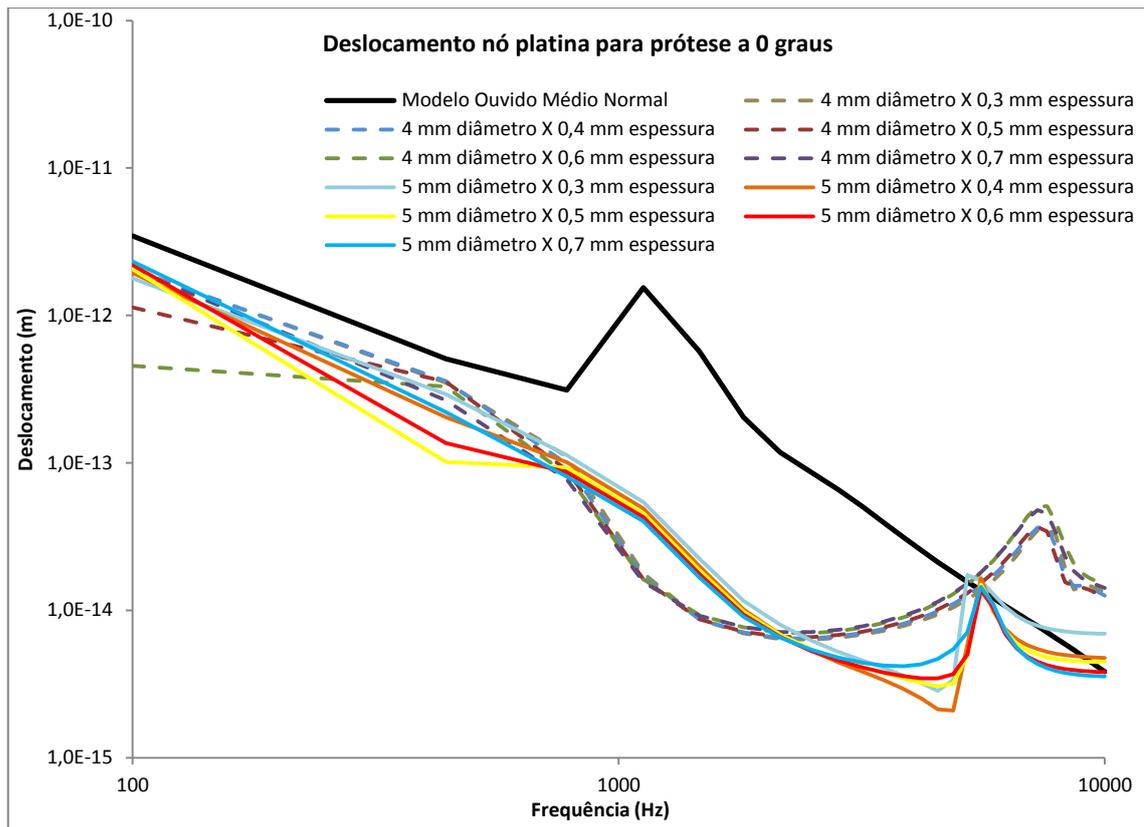


Figura 33 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 0 dB.

Para os modelos de 10 graus - Figura 34 - as cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam, para as gamas de frequências entre 100 Hz e 1465 Hz, 2831 Hz e 3855 Hz e para frequências superiores a 7610 Hz valores de deslocamento superiores comparativamente com os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm. Nas gamas de 400 Hz a 782 Hz e de 7610 Hz a 10 kHz estes modelos apresentam valores de deslocamento superiores ao do modelo do ouvido médio normal. Na gama de frequência entre os 100 Hz e os 7610 Hz as diferentes espessuras nos modelos com cartilagens de 4 mm têm comportamentos semelhantes, no entanto para frequências dos 7610 Hz aos 10 kHz, a cartilagem de 4 mm de diâmetro com espessura de 0,3 mm apresenta valores superiores.

Os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm apresentam no geral valores de deslocamento inferiores relativamente ao modelo do ouvido médio normal assim como relativamente aos modelos com cartilagem com 4 mm de diâmetro. Apenas na gama de frequências entre os 1456 Hz e os 2831 Hz estes apresentam valores superiores comparativamente com os modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm. Também na gama de frequências entre os 3855 Hz e os 7610 Hz estes apresentam valores de deslocamento superiores ao modelo do ouvido médio normal e aos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm. Nestes modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm apenas na gama de frequências entre os 3855 Hz e os 7610 Hz é que é notória a diferença de comportamento entre as diferentes espessuras, salientando-se que as cartilagens com a menor espessura apresentam o

melhor comportamento. Apesar de o comportamento do modelo com a cartilagem de 5 mm de diâmetro e espessura apresentar no nó da membrana valores de deslocamento superiores a todos os outros, este comportamento não tem o mesmo efeito no nó da platina do estribo.

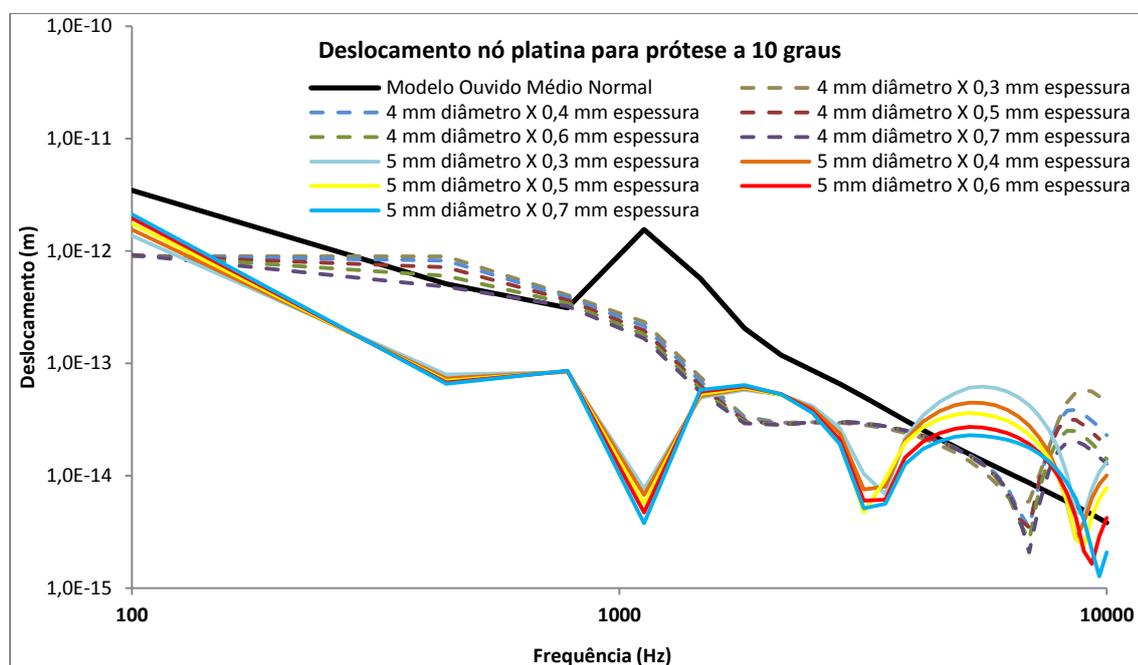


Figura 34 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 0 dB.

5.2. Resultados para pressão acústica de 60 dB

Para os 60 dB os resultados obtidos demonstram que na membrana, para os modelos de 0 graus, os valores de deslocamentos estão entre os $5,72 \times 10^{-9}$ m e $5,61 \times 10^{-11}$ m, correspondendo ao modelo de 4 mm diâmetro com 0,7 mm espessura e ao modelo de 5 mm diâmetro com 0,3 mm espessura, respetivamente. Para o caso do modelo de 10 graus os valores de deslocamentos estão entre os $1,81 \times 10^{-8}$ m e os $5,47 \times 10^{-11}$ m, correspondendo aos modelos de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura.

Para o estribo, nos modelos de 0 graus, os resultados obtidos apresentam valores entre os $2,36 \times 10^{-9}$ m e os $8,98 \times 10^{-13}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,4 mm de espessura, respetivamente. Para os modelos de 10 graus os valores estão entre $2,30 \times 10^{-9}$ m e $8,39 \times 10^{-13}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente.

Nó da membrana

No caso do modelo com angulo de 0 graus - Figura 35 - é notório que a ordem dos deslocamentos para os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro é menor do que os deslocamentos dos modelos com cartilagens de 4 mm, expeto na frequência de 782 Hz onde estes modelos apresentam valores de deslocamentos superiores. Para a gama de frequências superiores aos 800 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos superiores ao do modelo do ouvido médio normal, excluindo a os modelos com cartilagem de 5 mm de diâmetro que na frequência de 1125 Hz apresentam o valor mínimo de deslocamento comparativamente com todos os outro modelos. É de salientar que para frequências superiores a 6244 Hz os modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam um aumento brusco nos valores de deslocamento.

A variabilidade na ordem dos deslocamentos entre os modelos de diferentes espessuras para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm é desprezível. Para o caso dos modelos com diâmetro de 4 mm, para frequências inferiores a 300 Hz é notória uma variação dos valores de deslocamentos inerente à variação da espessura da mesma. Assim, as cartilagens de maior espessura apresentam valores de deslocamento superiores comparativamente com as cartilagens de menor espessura.

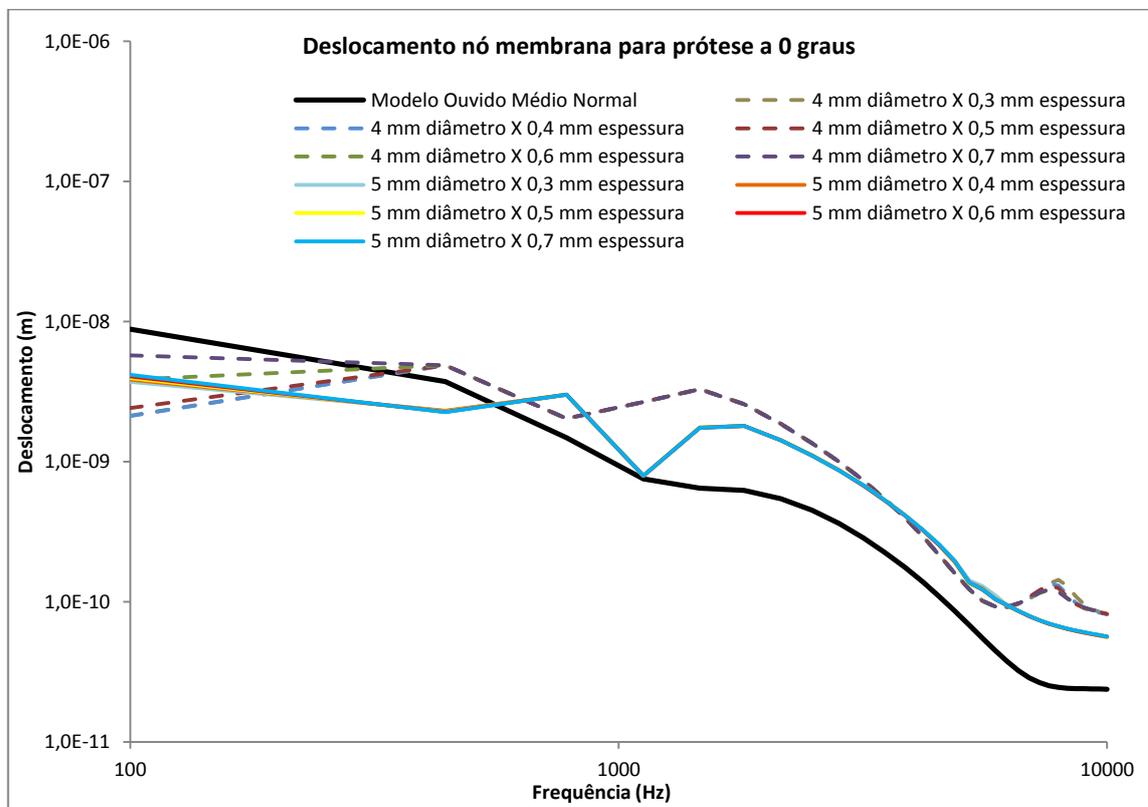


Figura 35 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 60 dB.

No caso do modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 36 - o comportamento dos vários modelos é muito semelhante, excluindo o caso do modelo com a cartilagem de diâmetro de 5 mm e espessura de 0,7 mm, que apresenta valores relativamente superiores em comparação com todos os outros modelos. Para a gama de frequências inferior aos 450 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos muito semelhantes ao do modelo do ouvido médio, tendo os modelos de cartilagem de diâmetro de 5 mm um comportamento relativamente melhor. Para a gama de frequências entre os 450 Hz e os 10k Hz os valores de deslocamento dos modelos com próteses são sempre superiores aos valores do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que os valores de deslocamento de todos os modelos apresentam um comportamento estável, isto é, não existem variações abruptas dos valores, mimetizando o que acontece no modelo do ouvido médio normal.

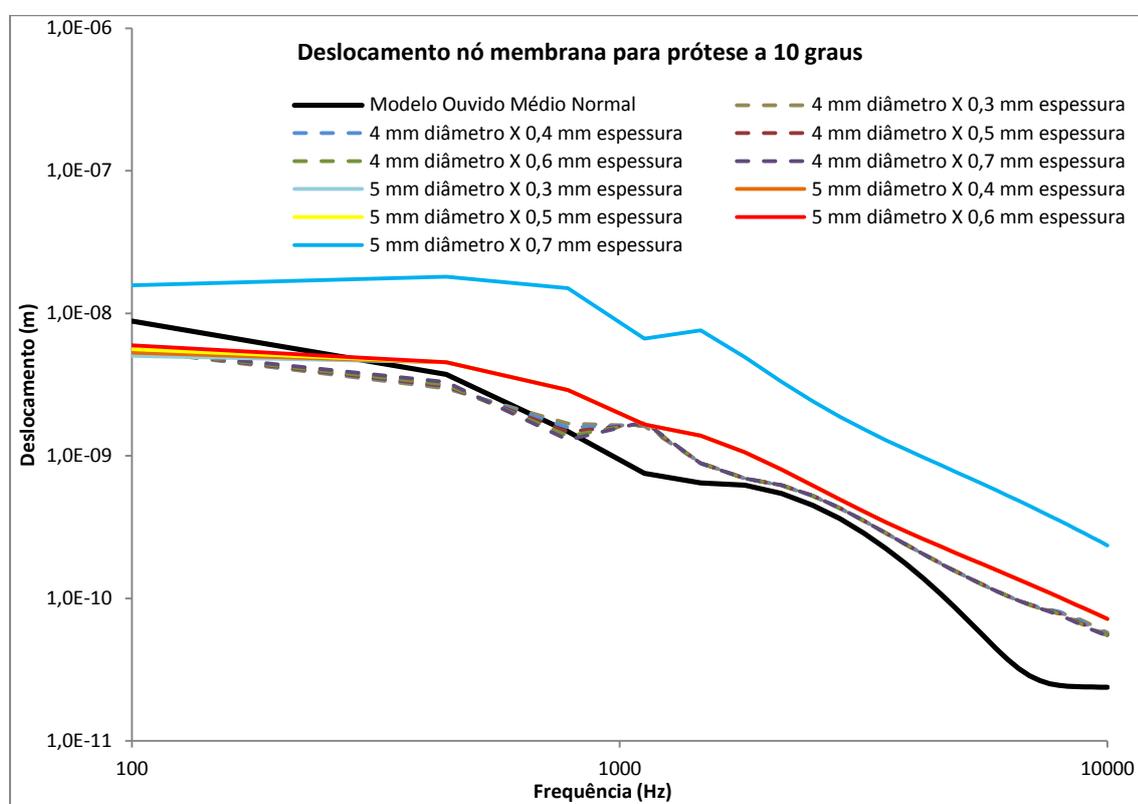


Figura 36 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 60 dB.

Nó do estribo

No caso do modelo com o ângulo de 0 graus - Figura 37 - os valores de deslocamentos para os modelos com a cartilagem de 5 mm de diâmetro é maioritariamente superior ao dos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm para a gama de frequências até os 5562 Hz. Todos os modelos para a gama de frequências inferior a 5562 Hz apresentam valores de deslocamentos inferiores ao do modelo do ouvido médio normal. Na frequência dos 5562 Hz os modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm apresentam valores semelhantes aos do

modelo do ouvido normal. Para frequências superiores aos 6586 Hz os modelos com cartilagens com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao no modelo normal

Nos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro a variância dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras é desprezível para frequências superiores a 782 Hz. Para frequências inferiores a 782 Hz, os modelos com cartilagens com espessura de 0,6 mm e 0,5 mm apresentam os valores mais baixos. Os restantes modelos apresentam valores muito semelhantes, sendo estes os mais elevados para os modelos de cartilagens com diâmetro de 4 mm.

Nos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras reflete, em determinadas gamas de frequências, comportamentos diferentes nos modelos. Assim, para a gama de frequências inferiores a 5562 Hz, o modelo com cartilagens de 0,3 mm de espessura apresenta os valores de deslocamento mais altos. É de evidenciar que nesta gama de frequências, mas para frequências inferiores 700 Hz o modelo com a cartilagem de espessura de 0,5 mm apresenta os valores de deslocamentos mais baixos. Na gama de frequências superior aos 5562 Hz o valor de deslocamento para as diferentes espessuras de cartilagem para os modelos de 5 mm de diâmetro é muito semelhante, salientando-se o modelo de espessura de 0,7 mm que apresenta valores relativamente superiores.

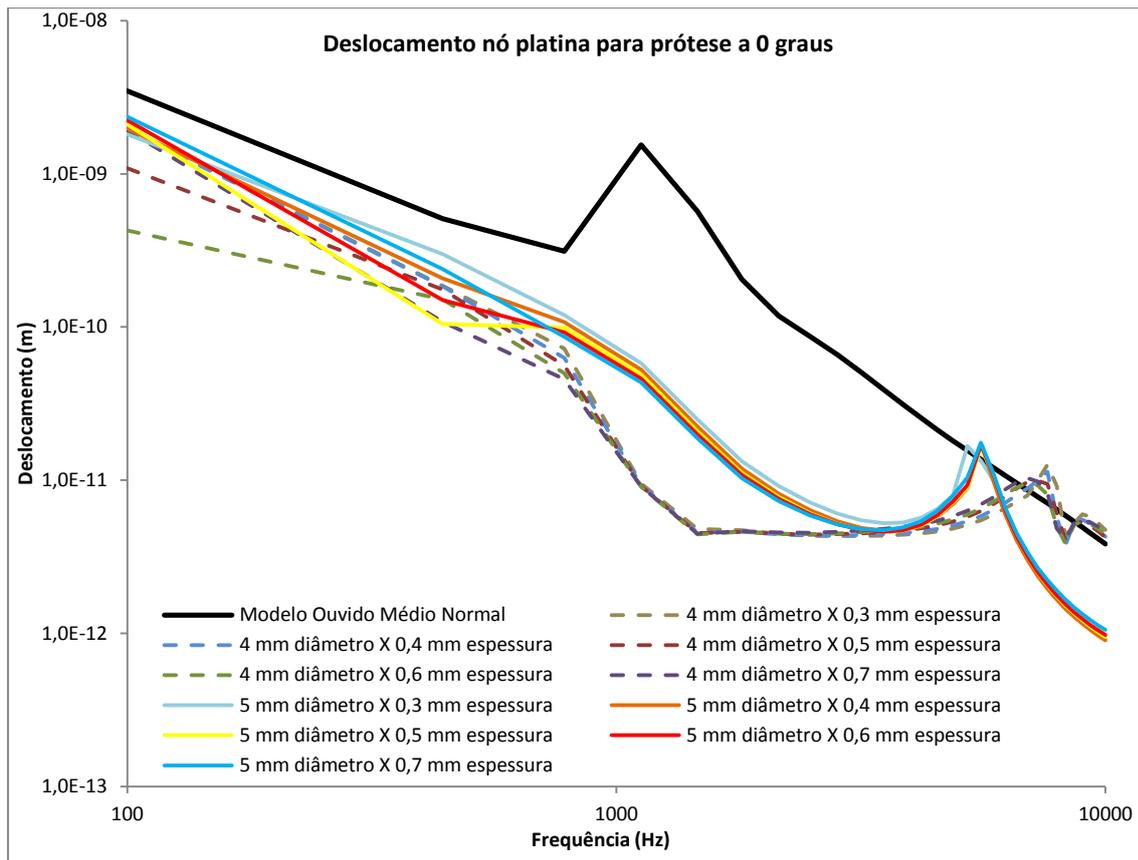


Figura 37 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 60 dB.

No caso do modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 38 - todos os modelos, tanto com cartilagens de diâmetro de 5 mm e de 4 mm apresentam valores de deslocamentos inferiores comparativamente com o modelo do ouvido médio normal. No entanto os modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento mais elevados, aproximando-se dos valores do modelo do ouvido médio normal. Apenas na gama de frequências dos 100 Hz aos 200 Hz e dos 1806 Hz aos 2831 Hz os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamento relativamente superiores, quando comparados com os valores dos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm. A variação no comportamento dos modelos de diferentes espessuras, tanto no caso da cartilagem com 4 mm e 5 mm de diâmetro, é desprezível. Apesar de o comportamento do modelo com a cartilagem de 5 mm de diâmetro e espessura apresentar no nó da membrana valores de deslocamento superiores a todos os outros, este comportamento não tem o mesmo efeito no nó da platina do estribo.

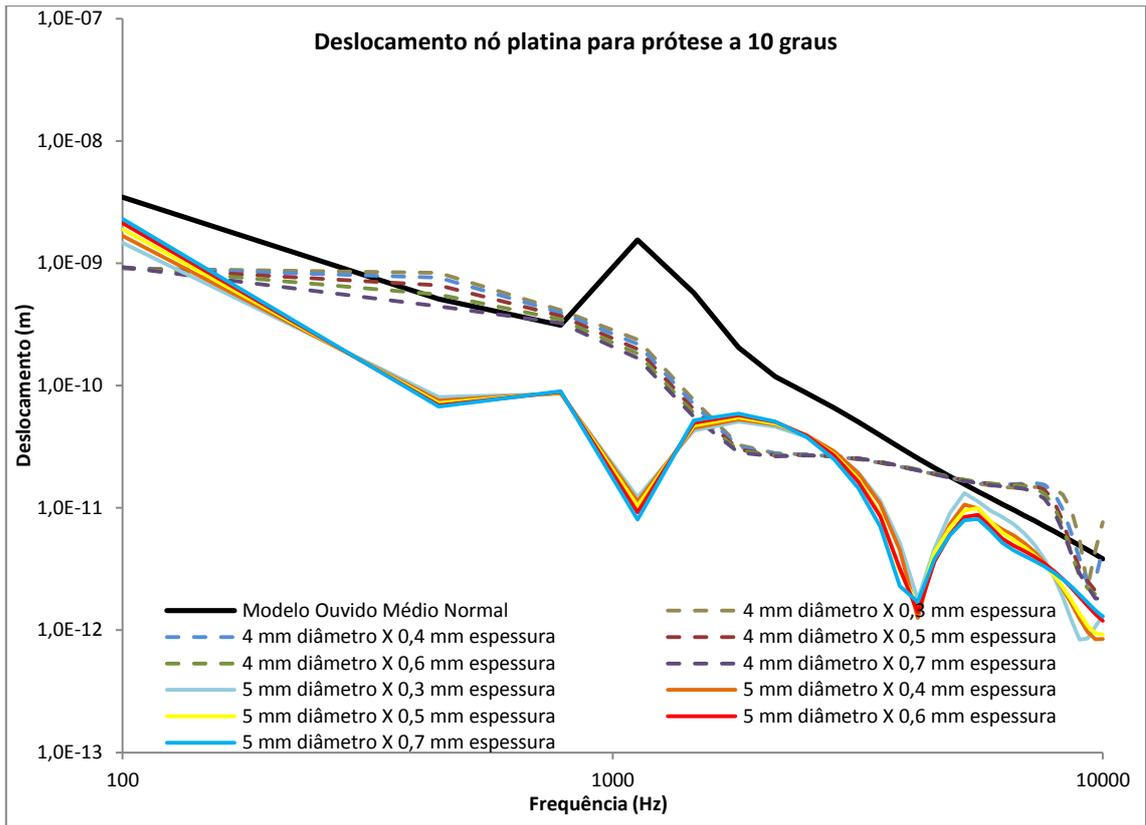


Figura 38 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 60 dB.

5.3. Resultados para pressão acústica de 80 dB

Para os 80 dB os resultados obtidos demonstram que na membrana, para os modelos de 0 graus, os valores de deslocamentos estão entre os $5,72 \times 10^{-8}$ m e os $5,62 \times 10^{-10}$ m, correspondendo ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao modelo de 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente. Para o caso do modelo de 10 graus os valores de deslocamentos estão entre os $1,81 \times 10^{-7}$ m e os $5,47 \times 10^{-10}$ m, correspondendo ao modelo de 5 mm diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura.

Para o estribo, nos modelos de 0 graus, os resultados obtidos apresentam valores entre os $2,36 \times 10^{-8}$ m e os $8,97 \times 10^{-12}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,4 mm de espessura, respetivamente. Para os modelos de 10 graus os valores estão entre $2,30 \times 10^{-8}$ m e os $8,42 \times 10^{-12}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com espessura de 0,7 mm e para o modelo de 5 mm de diâmetro com espessura de 0,3 mm, respetivamente.

Nó da membrana

Para os modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 39 - é notório que a ordem dos deslocamentos para os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro é menor do que os deslocamentos dos modelos com cartilagens de 4 mm, expeto na frequência de 782 Hz onde estes modelos apresentam valores de deslocamentos superiores. Para todas as frequências todos os modelos apresentam valores de deslocamentos superiores ao do modelo do ouvido médio normal, excluindo a os modelos com cartilagem de 4 mm de diâmetro com espessuras de 0,7 mm e 0,5 mm que para frequências inferiores a 200 Hz apresentam o valor mínimo de deslocamento comparativamente com todos os outros modelos. É de salientar que para frequências superiores a 6244 Hz os modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam um aumento brusco nos valores de deslocamento.

A variabilidade na ordem dos deslocamentos entre os modelos de diferentes espessuras para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm é desprezível. Para o caso dos modelos com diâmetro de 4 mm, para frequências inferiores a 200 Hz é notória uma variação dos valores de deslocamentos inerente à variação da espessura da mesma. Assim, as cartilagens de maior espessura apresentam valores de deslocamento superiores comparativamente com as cartilagens de menor espessura.

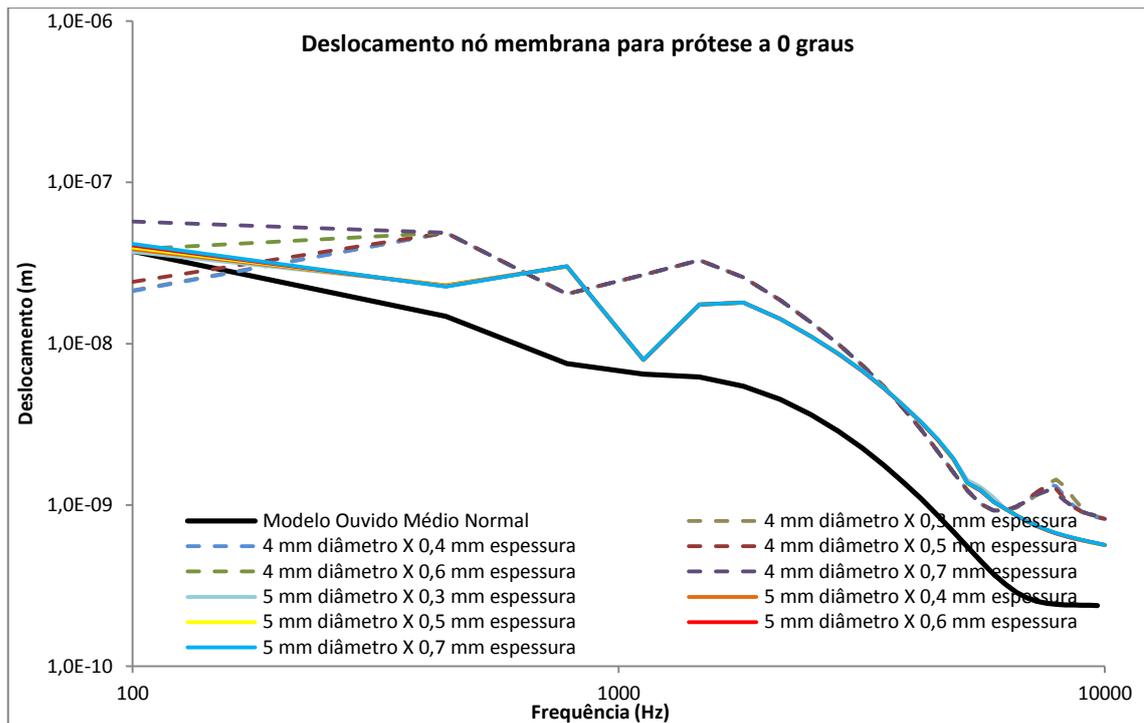


Figura 39 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 80 dB.

No caso do modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 40 - o comportamento dos vários modelos é muito semelhante, excluindo o caso do modelo com a cartilagem de diâmetro de 5 mm e espessura de 0,7 mm, que apresenta valores relativamente superiores em comparação com todos os outros modelos. Para a gama de frequências inferior aos 450 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos muito semelhantes ao do modelo do ouvido médio, tendo os modelos de cartilagem de diâmetro de 5 mm um comportamento relativamente melhor. Para a gama de frequências entre os 780 Hz e os 10 kHz os valores de deslocamento dos modelos com próteses são sempre superiores aos valores do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que os valores de deslocamento de todos os modelos apresentam um comportamento estável, isto é, não existem variações abruptas dos valores, mimetizando o que acontece no modelo do ouvido médio normal.

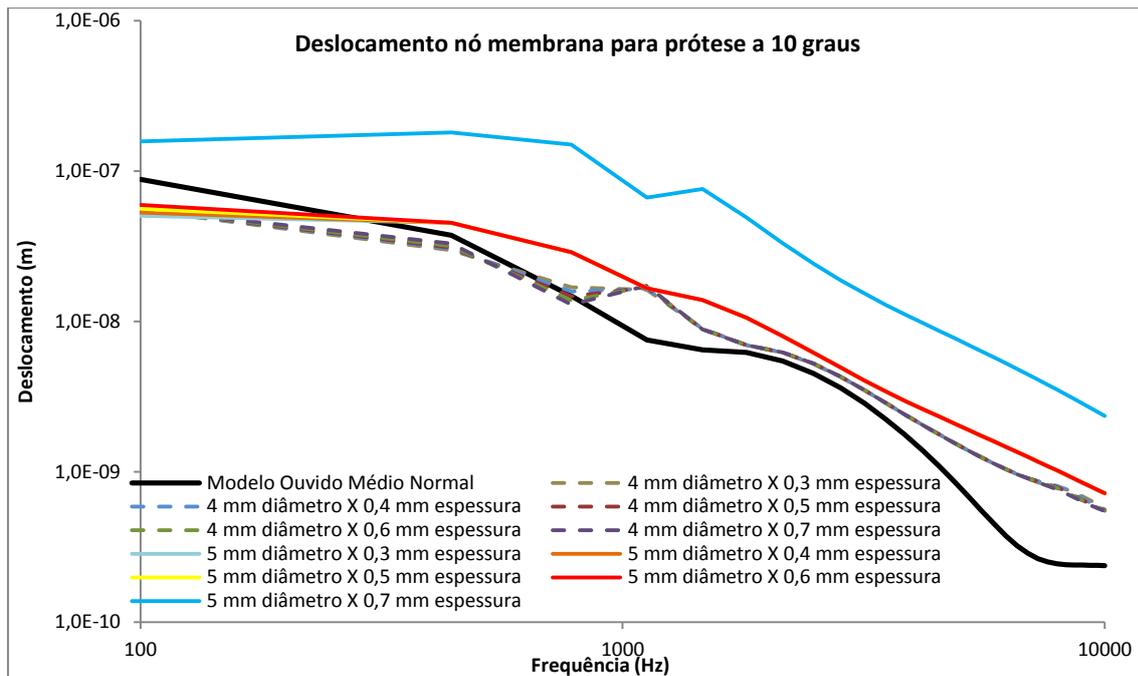


Figura 40 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 80 dB.

Nó do estribo

Nos modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 41 - os valores de deslocamentos para os modelos com a cartilagem de 5 mm de diâmetro é maioritariamente superior ao dos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm para a gama de frequências até os 5562 Hz. Todos os modelos para a gama de frequências inferior a 5562 Hz apresentam valores de deslocamentos inferiores ao do modelo do ouvido médio normal. Na frequência dos 5562 Hz os modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm apresentam valores semelhantes aos do modelo do ouvido normal. Para frequências superiores aos 6586 Hz os modelos com cartilagens com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao no modelo normal

Nos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras é desprezível para frequências superiores a 782 Hz. Para frequências inferiores a 782 Hz, os modelos com cartilagens com espessura de 0,6 mm e 0,5 mm apresentam os valores mais baixos. Os restantes modelos apresentam valores muito semelhantes, sendo estes os mais elevados para os modelos de cartilagens com diâmetro de 4 mm.

Nos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras reflete, em determinadas gamas de frequências, comportamentos diferentes nos modelos. Assim, para a gama de frequências inferiores a 5562 Hz, o modelo com cartilagens de 0,3 mm de espessura apresenta os valores de deslocamento mais altos. É de evidenciar que nesta gama de frequências, mas para frequências inferiores 700 Hz o modelo com a cartilagem de espessura de 0,5 mm apresenta

os valores de deslocamentos mais baixos. Na gama de frequências superior aos 5562 Hz o valor de deslocamento para as diferentes espessuras de cartilagem para os modelos de 5 mm de diâmetro é muito semelhante, salientando-se o modelo de espessura de 0,7 mm que apresenta valores relativamente superiores.

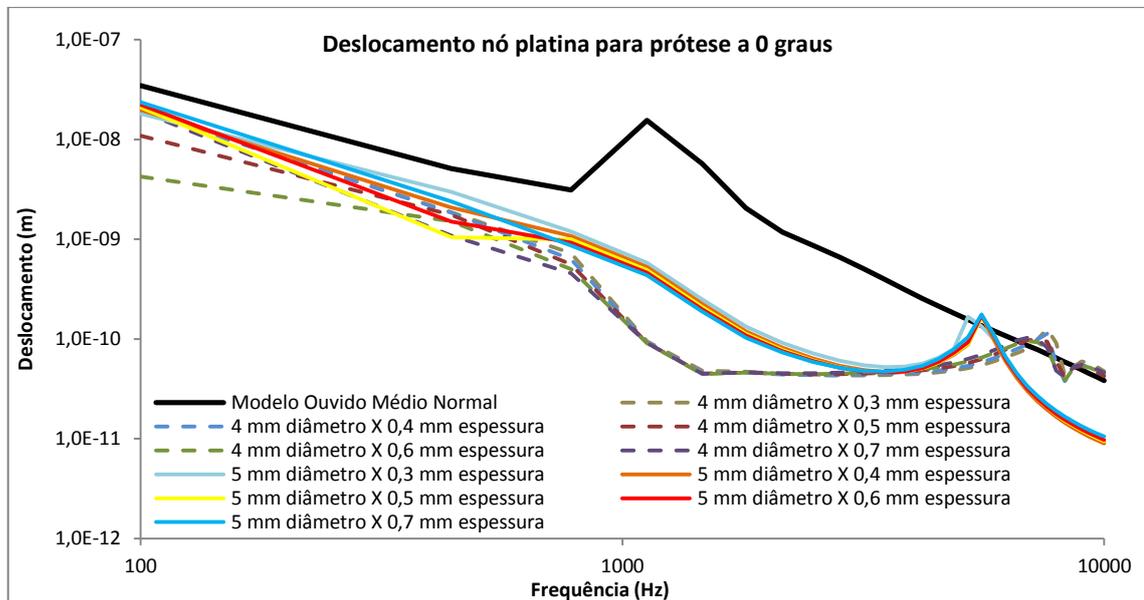


Figura 41 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 80 dB.

Nos modelos com o ângulo de 10 graus - Figura 42 - todos os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamentos inferiores comparativamente com o modelo do ouvido médio normal. No caso dos modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm de diâmetro nas gamas de frequências entre os 441 Hz e os 782 Hz e entre os 5520 Hz e os 8634 Hz, estes apresentam valores de deslocamento semelhantes com os valores do modelo do ouvido médio.

No geral os modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento mais elevados, aproximando-se dos valores do modelo do ouvido médio normal. Apenas na gama de frequências dos 100 Hz aos 200 Hz e dos 1806 Hz aos 2831 Hz os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamento relativamente superiores, quando comparados com os valores dos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm.

A variação no comportamento dos modelos de diferentes espessuras, no caso dos modelos com a cartilagem com 5 mm de diâmetro é notória na gama de frequência entre os 4196 Hz e os 10 kHz. Na gama entre os 4196 Hz e os 7951 Hz os modelos com a cartilagem com espessuras menores apresentam valores de deslocamento superiores, invertendo-se este comportamento para a gama entre os 7951 Hz e os 10 kHz. No caso específico do modelo com 0,3 mm de espessura, este, a partir dos 8975 Hz volta a apresentar valores que se vão

aproximando do máximo dos valores de deslocamentos para os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm.

No caso dos modelos com a cartilagem com 4 mm de diâmetro, é notório um comportamento diferente, para as diferentes espessuras nas gamas de frequências entre os 200 Hz e os 1465 Hz e entre os 7610 Hz e os 10 kHz. Assim pode-se verificar que o comportamento do modelo com espessura de 0,3 mm é aquele que apresenta os valores de deslocamento superiores. Apesar de o comportamento do modelo com a cartilagem de 5 mm de diâmetro e espessura apresentar no nó da membrana valores de deslocamento superiores a todos os outros, este comportamento não tem o mesmo efeito no nó da platina do estribo.

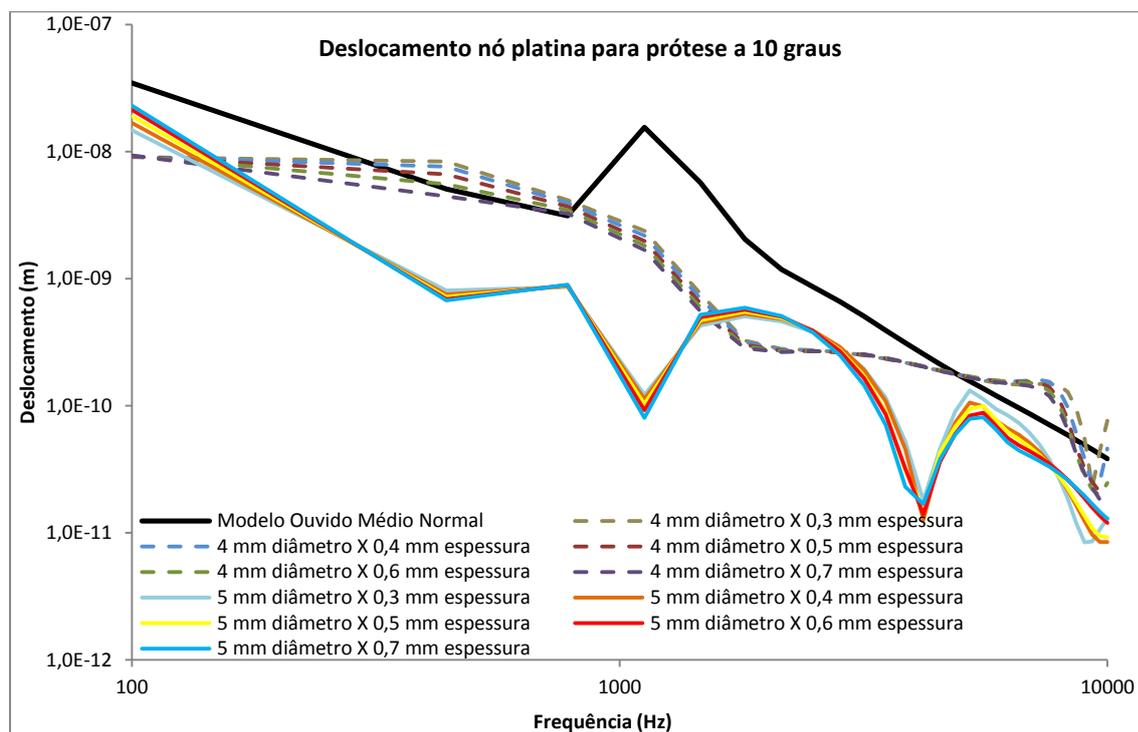


Figura 42 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 80 dB.

5.4. Resultados para pressão acústica de 90 dB

Para os 90 dB os resultados obtidos demonstram que na membrana, para os modelos de 0 graus, os valores de deslocamentos estão entre os $1,81 \times 10^{-7}m$ e os $1,77 \times 10^{-9}m$, correspondendo ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente. Para o caso do modelo de 10 graus os valores de deslocamentos estão entre $5,71 \times 10^{-7}m$ e os $1,73 \times 10^{-9}m$, correspondendo ao modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura.

Para o estribo, nos modelos de 0 graus, os resultados obtidos apresentam valores entre $7,46 \times 10^{-8}m$ e os $2,83 \times 10^{-11}m$, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de

espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,4 mm de espessura, respetivamente. Para os modelos de 10 graus os valores estão entre $7,27 \times 10^{-8}$ m e os $2,66 \times 10^{-11}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura.

Nó da membrana

Para os modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 43 - é notório que a ordem dos deslocamentos para os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro é menor do que os deslocamentos dos modelos com cartilagens de 4 mm, expeto na frequência de 782 Hz onde estes modelos apresentam valores de deslocamentos superiores.

Para a gama de frequências superiores a 600 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos superiores ao do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que para frequências superiores a 6244 Hz os modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam um aumento brusco nos valores de deslocamento.

A variabilidade na ordem dos deslocamentos entre os modelos de diferentes espessuras para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm é desprezível. Para o caso dos modelos com diâmetro de 4 mm, para frequências inferiores a 200 Hz é notória uma variação dos valores de deslocamentos inerente à variação da espessura da mesma. Assim, as cartilagens de maior espessura apresentam valores de deslocamento superiores comparativamente com as cartilagens de menor espessura.

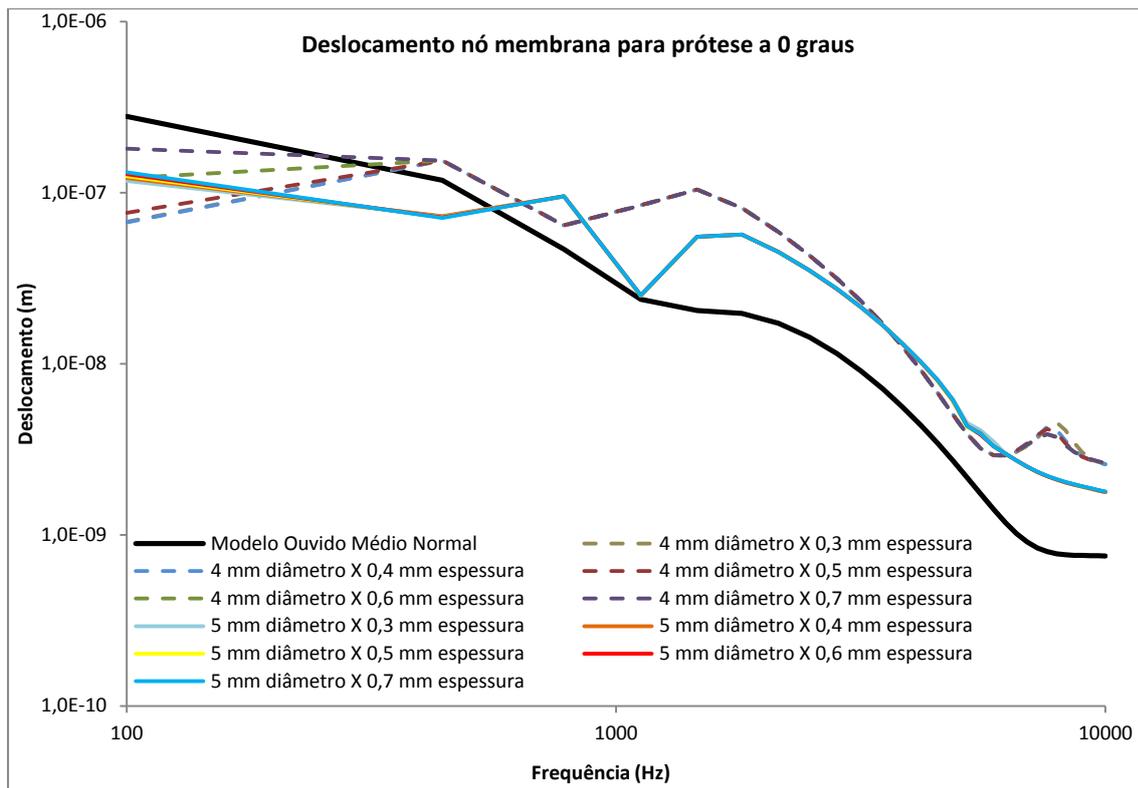


Figura 43 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 90 dB.

No caso do modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 44 - o comportamento dos vários modelos é muito semelhante, excluindo o caso do modelo com a cartilagem de diâmetro de 5 mm e espessura de 0,7 mm, que apresenta valores relativamente superiores em comparação com todos os outros modelos. Para a gama de frequências inferior aos 450 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos muito semelhantes ao do modelo do ouvido médio, tendo os modelos de cartilagem de diâmetro de 5 mm um comportamento relativamente melhor. Para a gama de frequências entre os 780 Hz e os 10 kHz os valores de deslocamento dos modelos com próteses são sempre superiores aos valores do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que os valores de deslocamento de todos os modelos apresentam um comportamento estável, isto é, não existem variações abruptas dos valores, mimetizando o que acontece no modelo do ouvido médio normal.

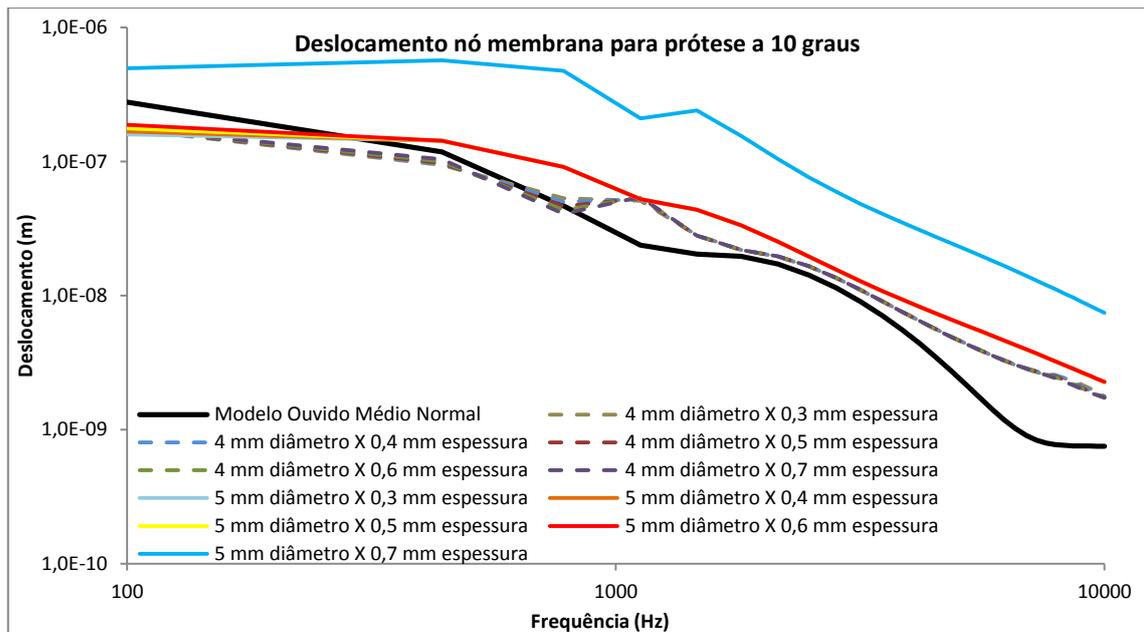


Figura 44 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 90 dB.

Nó do estribo

Nos modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 45 - os valores de deslocamentos para os modelos com a cartilagem de 5 mm de diâmetro é maioritariamente superior ao dos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm para a gama de frequências até os 5562 Hz. Todos os modelos para a gama de frequências inferior a 5562 Hz apresentam valores de deslocamentos inferiores ao do modelo do ouvido médio normal. Na frequência dos 5562 Hz os modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm apresentam valores semelhantes aos do modelo do ouvido normal. Para frequências superiores aos 6586 Hz os modelos com cartilagens com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao no modelo normal

Nos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras é desprezível para frequências superiores a 782 Hz. Para frequências inferiores a 782 Hz, os modelos com cartilagens com espessura de 0,6 mm e 0,5 mm apresentam os valores mais baixos. Os restantes modelos apresentam valores muito semelhantes, sendo estes os mais elevados para os modelos de cartilagens com diâmetro de 4 mm.

Nos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras reflete, em determinadas gamas de frequências, comportamentos diferentes nos modelos. Assim, para a gama de frequências inferiores a 5562 Hz, o modelo com cartilagens de 0,3 mm de espessura apresenta os valores de deslocamento mais altos. É de evidenciar que nesta gama de frequências, mas para frequências inferiores 700 Hz o modelo com a cartilagem de espessura de 0,5 mm apresenta os valores de deslocamentos mais baixos. Na gama de frequências superior aos 5562 Hz o

valor de deslocamento para as diferentes espessuras de cartilagem para os modelos de 5 mm de diâmetro é muito semelhante, salientando-se o modelo de espessura de 0,7 mm que apresenta valores relativamente superiores.

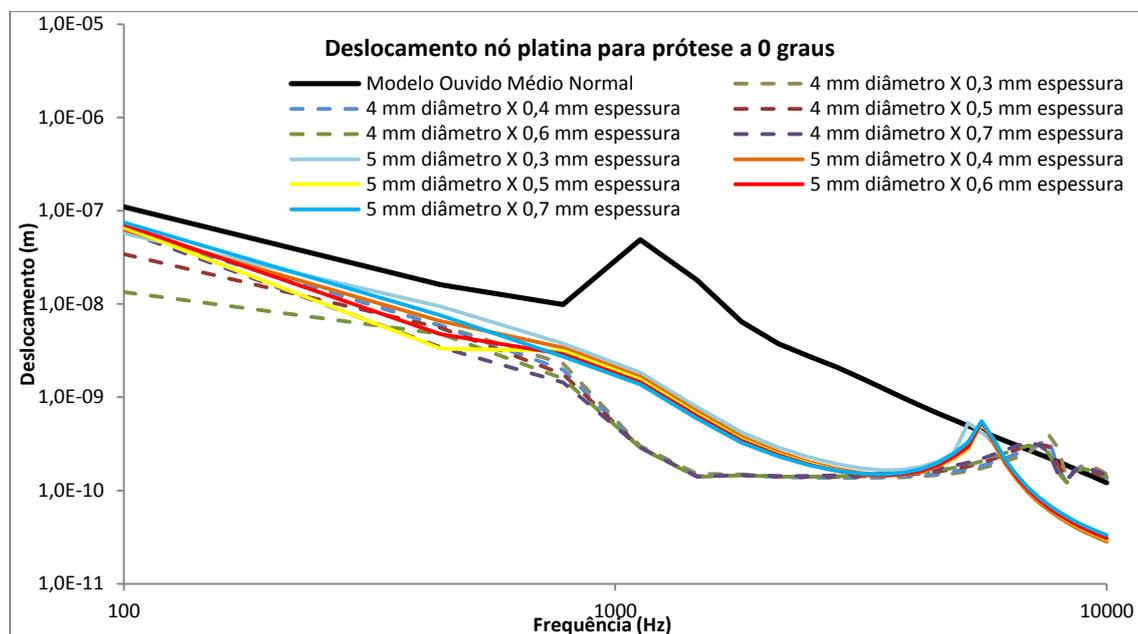


Figura 45 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 90 dB.

Nos modelos com o ângulo de 10 graus - Figura 46 - todos os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamentos inferiores comparativamente com o modelo do ouvido médio normal. No caso dos modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm de diâmetro nas gamas de frequências entre os 441 Hz e os 782 Hz e entre os 5520 Hz e os 8634 Hz, estes apresentam valores de deslocamento semelhantes com os valores do modelo do ouvido médio.

No geral os modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento mais elevados, aproximando-se dos valores do modelo do ouvido médio normal. Apenas na gama de frequências dos 100 Hz aos 200 Hz e dos 1806 Hz aos 2831 Hz os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamento relativamente superiores, quando comparados com os valores dos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm.

A variação no comportamento dos modelos de diferentes espessuras, no caso dos modelos com a cartilagem com 5 mm de diâmetro é notória na gama de frequência entre os 4196 Hz e os 10 kHz. Na gama entre os 4196 Hz e os 7951 Hz os modelos com a cartilagem com espessuras menores apresentam valores de deslocamento superiores, invertendo-se este comportamento para a gama entre os 7951 Hz e os 10 kHz. No caso específico do modelo com 0,3 mm de espessura, este, a partir dos 8975 Hz volta a apresentar valores que se vão aproximando do máximo dos valores de deslocamentos para os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm.

No caso dos modelos com a cartilagem com 4 mm de diâmetro, é notório um comportamento diferente, para as diferentes espessuras nas gamas de frequências entre os 200 Hz e os 1465 Hz e entre os 7610 Hz e os 10 kHz. Assim pode-se verificar que o comportamento do modelo com espessura de 0,3 mm é aquele que apresenta os valores de deslocamento superiores. Apesar de o comportamento do modelo com a cartilagem de 5 mm de diâmetro e espessura apresentar no nó da membrana valores de deslocamento superiores a todos os outros, este comportamento não tem o mesmo efeito no nó da platina do estribo.

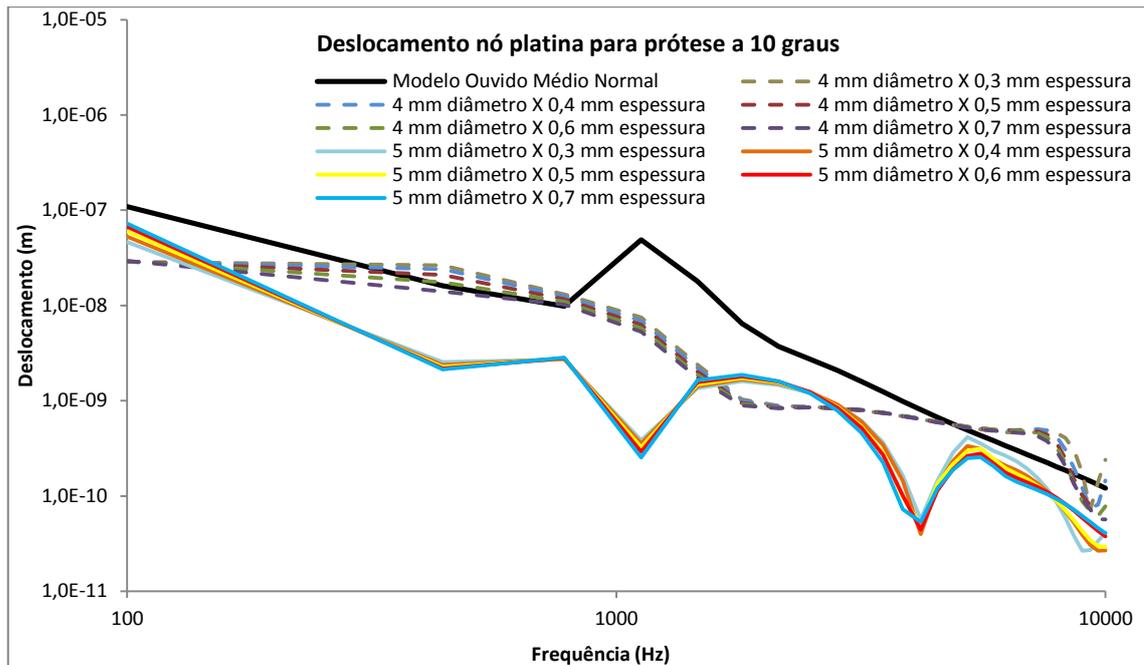


Figura 46 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 90 dB.

5.5. Resultados para pressão acústica de 130 dB

Para os 130 dB os resultados obtidos demonstram que na membrana, para os modelos de 0 graus, os valores de deslocamentos estão entre os $1,81 \times 10^{-5}$ m e os $1,78 \times 10^{-7}$ m, correspondendo ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e ao modelo de 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente. Para o caso do modelo de 10 graus os valores de deslocamentos estão entre os $5,71 \times 10^{-5}$ m e os $1,73 \times 10^{-7}$ m, correspondendo ao modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm espessura e ao modelo de 4 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura, respetivamente.

Para o estribo, nos modelos de 0 graus, os resultados obtidos apresentam valores entre os $7,46 \times 10^{-6}$ m e os $2,84 \times 10^{-9}$ m, para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,4 mm espessura, respetivamente.

Para os modelos de 10 graus os valores estão entre os $7,28 \times 10^{-6}$ m e os $2,66 \times 10^{-9}$ m, para os

modelos de 5 mm de diâmetro com 0,7 mm de espessura e para o modelo de 5 mm de diâmetro com 0,3 mm de espessura, respetivamente.

Nó da membrana

Para os modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 47 - é notório que a ordem dos deslocamentos para os modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro é menor do que os deslocamentos dos modelos com cartilagens de 4 mm, expeto na frequência de 782 Hz onde estes modelos apresentam valores de deslocamentos superiores.

Para a gama de frequências superiores a 600 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos superiores ao do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que para frequências superiores a 6244 Hz os modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam um aumento brusco nos valores de deslocamento.

A variabilidade na ordem dos deslocamentos entre os modelos de diferentes espessuras para o caso dos modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm é desprezível. Para o caso dos modelos com diâmetro de 4 mm, para frequências inferiores a 200 Hz é notória uma variação dos valores de deslocamentos inerente à variação da espessura da mesma, onde as cartilagens de maior espessura apresentam valores de deslocamento superiores comparativamente com as cartilagens de menor espessura.

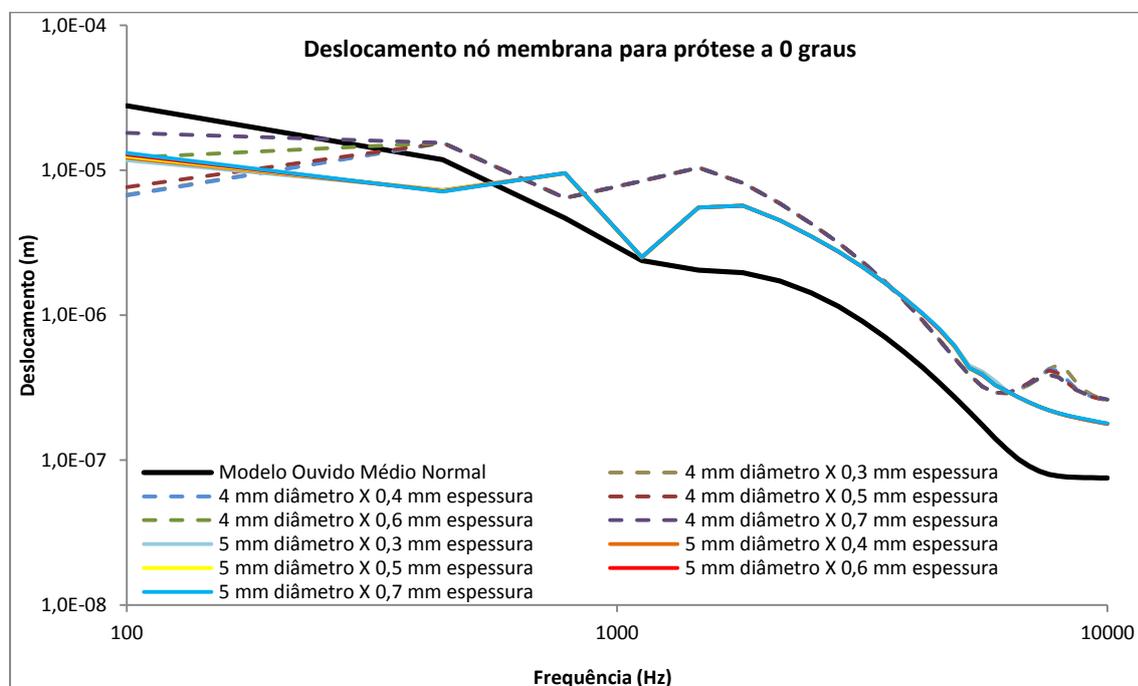


Figura 47 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 130 dB.

No caso do modelo com o ângulo de 10 graus - Figura 48 - o comportamento dos vários modelos é muito semelhante, excluindo o caso do modelo com a cartilagem de diâmetro de 5 mm e espessura de 0,7 mm, que apresenta valores relativamente superiores em comparação com todos os outros modelos. Para a gama de frequências inferior aos 450 Hz todos os modelos apresentam valores de deslocamentos muito semelhantes ao do modelo do ouvido médio, tendo os modelos de cartilagem de diâmetro de 5 mm um comportamento relativamente melhor. Para a gama de frequências entre os 780 Hz e os 10000 Hz os valores de deslocamento dos modelos com próteses são sempre superiores aos valores do modelo do ouvido médio normal. É de salientar que os valores de deslocamento de todos os modelos apresentam um comportamento estável, isto é, não existem variações abruptas dos valores, mimetizando o que acontece no modelo do ouvido médio normal.

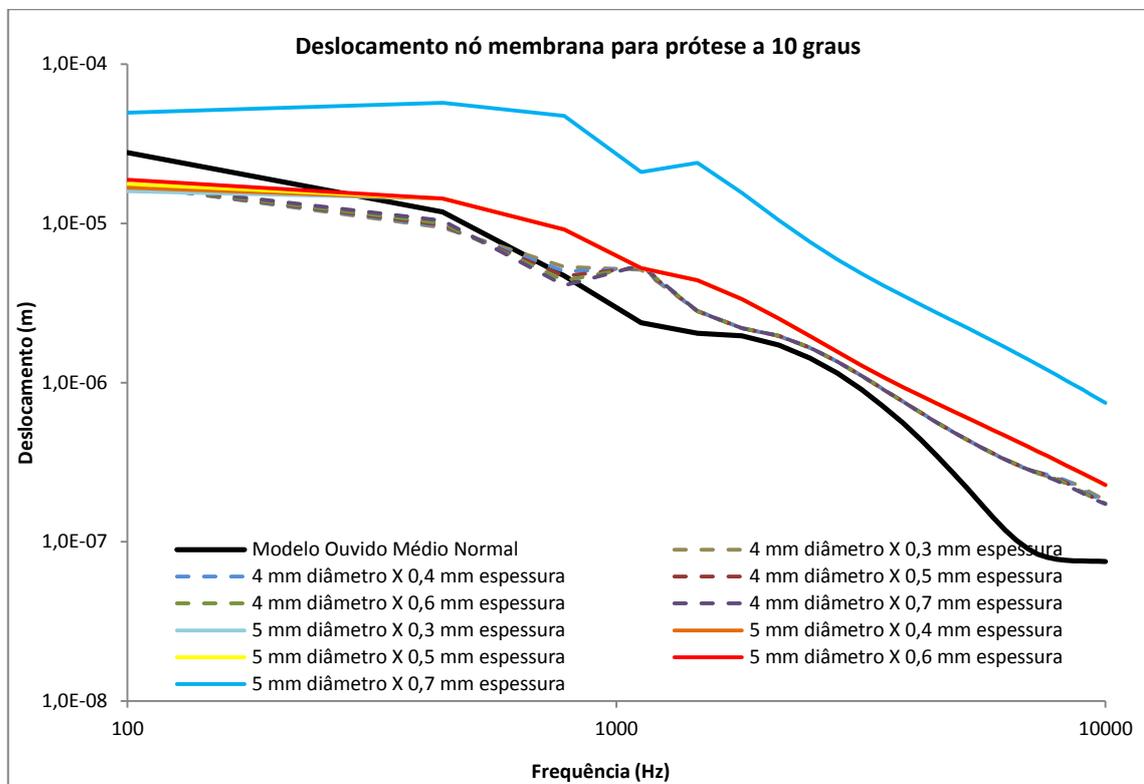


Figura 48 - Deslocamento no nó da membrana para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 130 dB.

Nó do estribo

Nos modelos com o ângulo de 0 graus - Figura 49 - os valores de deslocamentos para os modelos com a cartilagem de 5 mm de diâmetro é maioritariamente superior ao dos modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm para a gama de frequências até os 5562 Hz. Todos os modelos para a gama de frequências inferior a 5562 Hz apresentam valores de deslocamentos inferiores ao do modelo do ouvido médio normal. Na frequência dos 5562 Hz os modelos com cartilagem de diâmetro de 5 mm apresentam valores semelhantes aos do

modelo do ouvido normal. Para frequências superiores aos 6586 Hz os modelos com cartilagens com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento superiores ao no modelo normal

Nos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras é desprezível para frequências superiores a 782 Hz. Para frequências inferiores a 782 Hz, os modelos com cartilagens com espessura de 0,6 mm e 0,5 mm apresentam os valores mais baixos. Os restantes modelos apresentam valores muito semelhantes, sendo estes os mais elevados para os modelos de cartilagens com diâmetro de 4 mm.

Nos modelos com cartilagens de 5 mm de diâmetro a variação dos valores de deslocamento inerentes às diferentes espessuras reflete, em determinadas gamas de frequências, comportamentos diferentes nos modelos. Assim, para a gama de frequências inferiores a 5562 Hz, o modelo com cartilagens de 0,3 mm de espessura apresenta os valores de deslocamento mais altos. É de evidenciar que nesta gama de frequências, mas para frequências inferiores 700 Hz o modelo com a cartilagem de espessura de 0,5 mm apresenta os valores de deslocamentos mais baixos. Na gama de frequências superior aos 5562 Hz o valor de deslocamento para as diferentes espessuras de cartilagem para os modelos de 5 mm de diâmetro é muito semelhante, salientando-se o modelo de espessura de 0,7 mm que apresenta valores relativamente superiores.

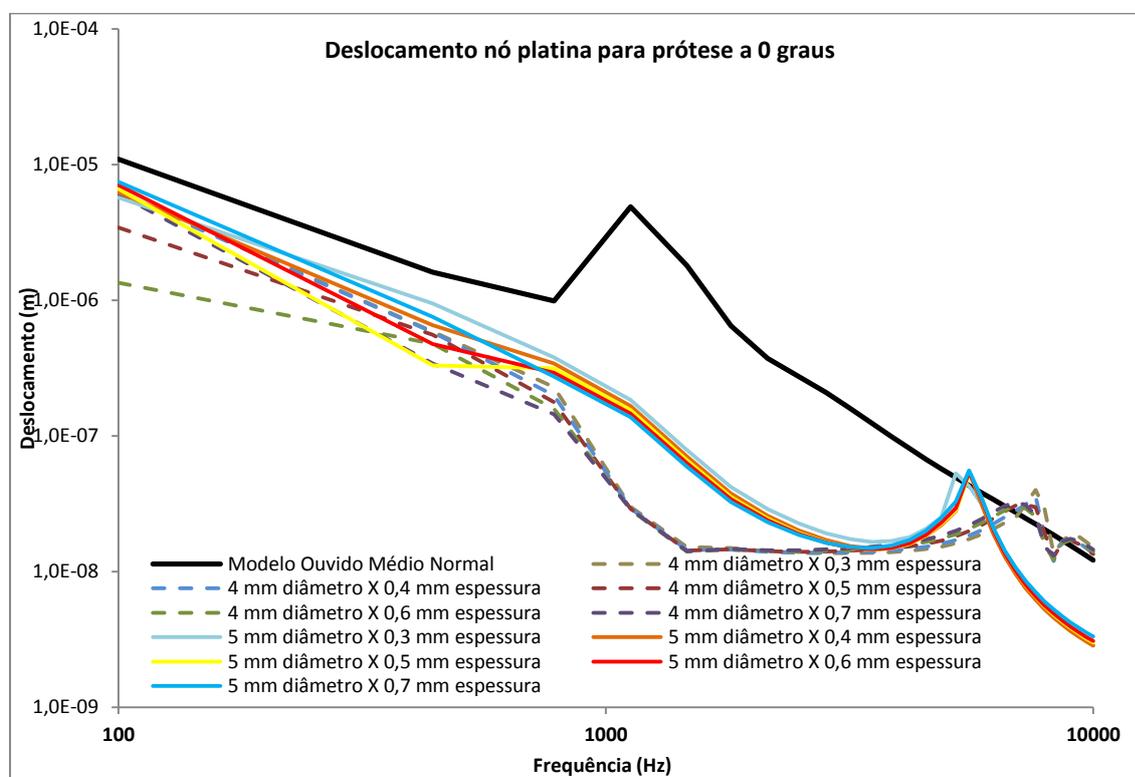


Figura 49 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 0 graus, para pressão acústica de 130 dB.

Nos modelos com o ângulo de 10 graus - Figura 50 - todos os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamentos inferiores comparativamente com o modelo do ouvido médio normal. No caso dos modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm de diâmetro nas gamas de frequências entre os 441 Hz e os 782 Hz e entre os 5520 Hz e os 8634 Hz, estes apresentam valores de deslocamento semelhantes com os valores do modelo do ouvido médio.

No geral os modelos com cartilagem com diâmetro de 4 mm apresentam valores de deslocamento mais elevados, aproximando-se dos valores do modelo do ouvido médio normal. Apenas na gama de frequências dos 100 Hz aos 200 Hz e dos 1806 Hz aos 2831 Hz os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm apresentam valores de deslocamento relativamente superiores, quando comparados com os valores dos modelos com cartilagem de diâmetro de 4 mm.

A variação no comportamento dos modelos de diferentes espessuras, no caso dos modelos com a cartilagem com 5 mm de diâmetro é notória na gama de frequência entre os 4196 Hz e os 10 kHz. Na gama entre os 4196 Hz e os 7951 Hz os modelos com a cartilagem com espessuras menores apresentam valores de deslocamento superiores, invertendo-se este comportamento para a gama entre os 7951 Hz e os 10 kHz. No caso específico do modelo com 0,3 mm de espessura, este, a partir dos 8975 Hz volta a apresentar valores que se vão aproximando do máximo dos valores de deslocamentos para os modelos com cartilagens de diâmetro de 5 mm.

No caso dos modelos com a cartilagem com 4 mm de diâmetro, é notório um comportamento diferente, para as diferentes espessuras nas gamas de frequências entre os 200 Hz e os 1465 Hz e entre os 7610 Hz e os 10 kHz. Assim pode-se verificar que o comportamento do modelo com espessura de 0,3 mm é aquele que apresenta os valores de deslocamento superiores. Apesar de o comportamento do modelo com a cartilagem de 5 mm de diâmetro e espessura apresentar no nó da membrana valores de deslocamento superiores a todos os outros, este comportamento não tem o mesmo efeito no nó da platina do estribo.

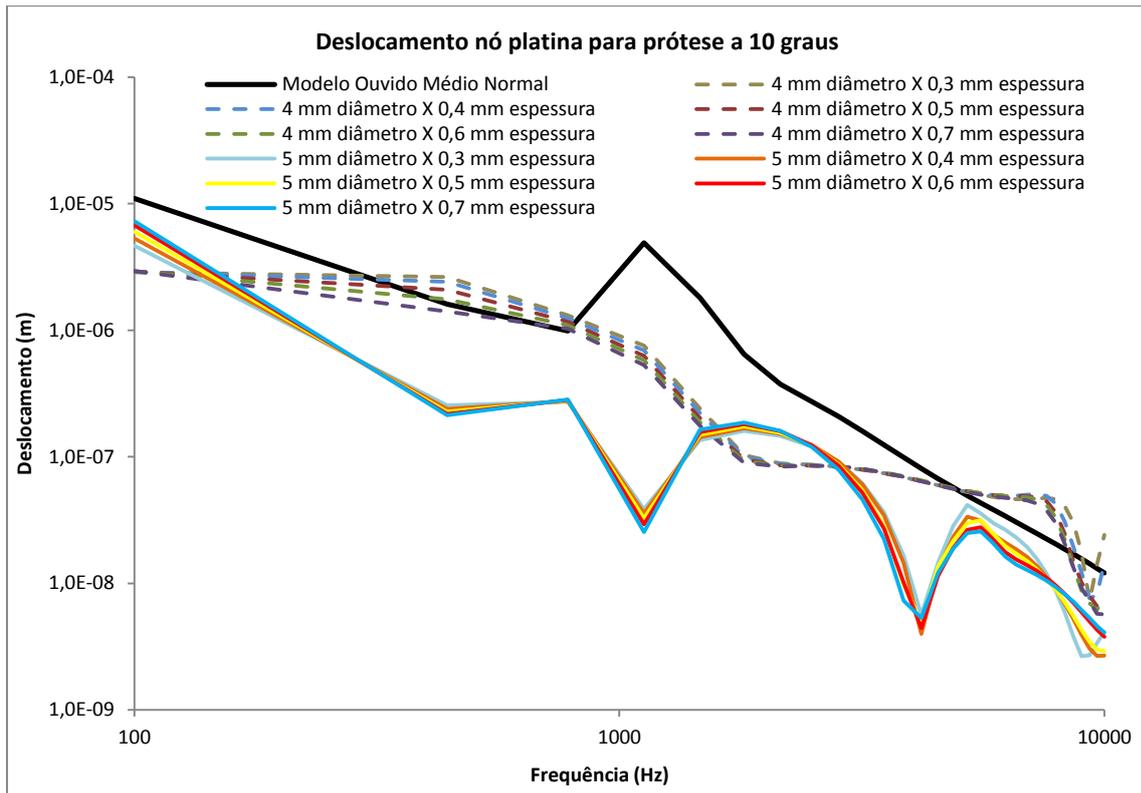


Figura 50 - Deslocamento no nó do estribo para a prótese a 10 graus, para pressão acústica de 130 dB.

Para todos os modelos as diferentes pressões acústicas apresentam comportamentos semelhantes, alterando-se a gama dos valores de deslocamento. Isto é, para valores de pressões mais altas os valores de deslocamentos são superiores. Na Figura 51 podem-se ver várias curvas, cada uma correspondendo a uma pressão acústica. O comportamento nas curvas ao longo das diferentes frequências é semelhante.

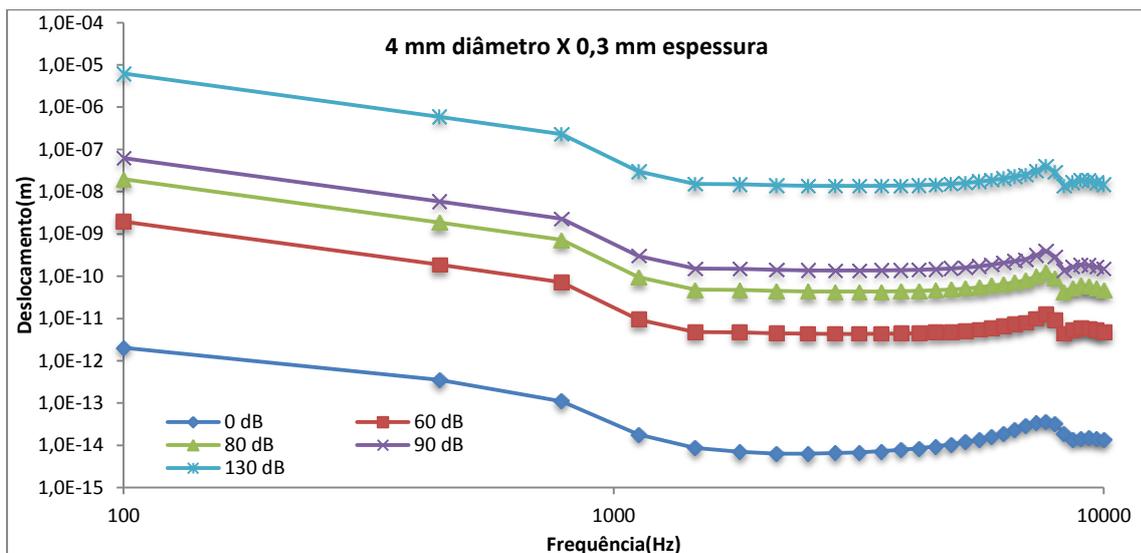


Figura 51 - Proporção direta entre grandeza das pressões acústicas e da gama de valores do deslocamento.

Capítulo 6

Conclusões e trabalho futuro

Vários modelos foram criados de forma a analisar o comportamento biomecânico do ouvido médio quando este é reabilitado com uma prótese total. Um modelo geométrico do ouvido médio foi utilizado de base para a construção de vários modelos onde uma prótese total foi aplicada. Nestes modelos as propriedades dos materiais foram obtidas de literatura científica e foram aplicadas as respectivas condições fronteira, de forma a se mimetizar a aplicação real das próteses. A análise consistiu na obtenção dos valores de deslocamentos existentes, tanto no umbo como ao nível da parte central da platina do estribo, para diferentes níveis de pressão sonora sobre a membrana timpânica (entre 0 e 130 dB SPL).

Para todos os modelos verificou-se, para todos os níveis de pressão acústica, que os valores de deslocamentos do umbo eram sempre maiores, quando comparados com os deslocamentos da platina do estribo.

Foi feita a análise do comportamento entre os vários modelos com variações no diâmetro e espessura da cartilagem que faz a interação da prótese com a membrana, como também com a variação do ângulo de incidência da prótese na platina do estribo.

Pode-se afirmar que diferentes pressões acústicas apresentam comportamentos semelhantes, alterando-se a gama dos valores de deslocamento, havendo a proporção de os deslocamentos serem superiores para pressões acústicas superiores.

Nos modelos com o ângulo de incidência da prótese na platina do estribo de 10 graus, os modelos com cartilagem com diâmetro de 5 mm, apresentaram na generalidade, valores de deslocamentos superiores no nó da membrana, no entanto estes valores mais elevados não se refletiram no nó da platina do estribo, onde os modelos com cartilagens de diâmetro de 4 mm apresentaram valores de deslocamentos superiores. Podendo-se afirmar que a implementação de uma cartilagem de 4 mm de diâmetro quando aplicada uma prótese do

tipo total, quando existe um ângulo de incidência da prótese na platina do estribo de 10 graus, apresenta melhores resultados. Em relação à espessura que esta deverá apresentar, de acordo com os resultados a espessura de 0,3 mm apresenta melhores resultados. No entanto é preciso ponderar a sua aplicabilidade devido ao facto de se esta for muito fina irá possibilitar a ocorrência da extrusão da prótese pela membrana timpânica.

Para o caso do modelo em que o ângulo de incidência da prótese na platina do estribo é de 0 graus, os valores de deslocamentos, no nó da platina do estribo dos modelos com cartilagens de 4 mm de diâmetro apresentam valores muito semelhantes aos modelos com cartilagens com 5 mm de diâmetro para as frequências inferiores a 782 Hz. Apresentavam também valores superiores para a gama de frequências superiores a 6244 Hz. Assim é de salientar a preferências para o uso de cartilagens com 4 mm de diâmetro. Relativamente a espessura que esta deve apresentar, os modelos com espessuras de 0,3 mm, 0,4 mm e 0,7 mm apresentaram valores de deslocamento relativamente superiores quando comparados com os outros modelos.

Pode-se afirmar que a reabilitação do ouvido médio com próteses do tipo TORP apresentará melhores resultados quando cartilagens de 4 mm de diâmetro, com espessuras entre os 0,3 mm e os 0,4 mm são usadas. No entanto tem que se avaliar o fator extrusão da prótese pela membrana, para se conseguir avaliar se a benesse no comportamento das cartilagens mais finas compensa o facto de se aumentar a probabilidade da extrusão ocorrer.

Este estudo abordou apenas um pequeno campo do que é possível analisar quando há a reabilitação do ouvido médio. Trabalhos futuros podem incidir no estudo de diferentes classes de deficiência da cadeia ossicular quando são aplicadas próteses do tipo total, como a classe B na classificação Austin-Kartush onde o martelo está presente. Pode-se também avaliar o comportamento do modelo quando próteses de diferentes geometrias e materiais são utilizados. No caso específico da ligação da prótese total na zona da platina do estribo podem ainda ser avaliadas as diferentes metodologias existentes para fixar o pé da TOPR no estribo.

Referências

- [1] F. Gentil, “Estudo Biomecânico do Ouvido Médio,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2008.
- [2] S. N. Merchant and J. B. Nadol, *Schuknecht’s Pathology of the Ear*. PMPH-USA, 2010.
- [3] Rilo, N. F., Paulino, M. F., and Leal, R. A. C. P., “Mechanical Behaviour of Human Middle Ear with a Titanium Total Prosthesis Reconstruction,” presented at the II International Conference On Computational Bioengineering, Lisboa, Portugal, 2005.
- [4] P. J. A. Esperança, *Anatomia Humana da Relação*, 3ª Edição. Lisboa: Lidel.
- [5] R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, 6ª ed. 2007.
- [6] *Netter - Interactive Atlas of Human Anatomy*. Icon Learning Systems LLC, 2003.
- [7] L. Quintela, “Modelação Geométrica e Computacional do Ouvido Médio - Análise de Casos,” Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Jul. 2007.
- [8] A. Guyton and J. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 9ª ed. Philadelphia: Guanabara Koogan, 1996.
- [9] B. R., “Hearing Disorders,” in *International Encyclopedia of Public Health*, Oxford: Academic Press, 2008, pp. 273–281.
- [10] I. Foulon, A. Naessens, G. Faron, W. Foulon, A. C. Jansen, and F. Gordts, “Hearing thresholds in children with a congenital CMV infection: A prospective study,” *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, vol. 76, no. 5, pp. 712–717, May 2012.
- [11] J. P. Thomas, A. Minovi, and S. Dazert, “Current aspects of etiology, diagnosis and therapy of otosclerosis,” *Otolaryngologia Polska*, vol. 65, no. 3, pp. 162–170, May.
- [12] M. . Şafak, H. Çelik, Ü. Bayız, K. Ceylan, A. Özdek, and C. Özeri, “Stapedectomy in tympanosclerosis,” *International Congress Series*, vol. 1240, no. 0, pp. 115–119, Oct. 2003.
- [13] N. A. Giddings and J. W. House, “Tympanosclerosis of the stapes: hearing results for various surgical treatments,” *Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 107, no. 5, pp. 644–650, Nov. 1992.
- [14] A. Ovsianikov, B. Chichkov, O. Adunka, H. Pillsbury, A. Doraiswamy, and R. J. Narayan, “Rapid prototyping of ossicular replacement prostheses,” *Applied Surface Science*, vol. 253, no. 15, pp. 6603–6607, May 2007.
- [15] R. J. Wiet and R. M. Wiet, “Experience-driven ossiculoplasty,” *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 21, no. 3, pp. 211–216, 2010.
- [16] M. Cavaliere, G. Mottola, M. Rondinelli, and M. Iemma, “Tragal cartilage in tympanoplasty: anatomic and functional results in 306 cases,” *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, vol. 29, no. 1, p. 27, 2009.

- [17] J. Dornhoffer, "Cartilage tympanoplasty: Indications, techniques, and outcomes in A 1,000-patient series," *The Laryngoscope*, vol. 113, no. 11, pp. 1844–1856, Nov. 2003.
- [18] B. A. Neff, F. M. Rizer, A. G. Schuring, and W. H. Lippy, "Tympano-Ossiculoplasty Utilizing the Spiggle and Theis Titanium Total Ossicular Replacement Prosthesis," *The Laryngoscope*, vol. 113, no. 9, pp. 1525–1529, 2003.
- [19] G. M. Pyle, "Ossicular sculpting for conductive hearing loss," *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 14, no. 4, pp. 237–242, 2003.
- [20] D. Beutner, J. C. Luers, and K. B. Huttenbrink, "Cartilage 'shoe': A New Technique for Stabilisation of Titanium Total Ossicular Replacement Prosthesis at Centre of Stapes Footplate," *The Journal of Laryngology & Otology*, vol. 122, no. 07, pp. 682–686, 2008.
- [21] D. Beutner and K.-B. Hüttenbrink, "Passive and active middle ear implants," *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, vol. 8, Mar. 2011.
- [22] © Heinz Kurz GmbH Medizintechnik, "Ω CONNECTOR," *Ω CONNECTOR*. [Online]. Available: <http://www.kurzmed.com/en/products/otology/middle-ear-prostheses/tympanoplasty/connector/>. [Accessed: 21-Mar-2012].
- [23] R. W. Clough, "The Finite Element Method in Plane Stress Analysis," Proceedings of 2nd ASCE Conference on Electronic Computation, Pittsburgh, Sep-1960.
- [24] K. H. Huebner, D. L. Dewhirst, D. E. Smith, and T. G. Byrom, *The finite element method for engineers*. A1bazaar, 2008.
- [25] W. R. Funnell and C. A. Laszlo, "Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 63, no. 5, pp. 1461–1467, May 1978.
- [26] A. W. Blayney, K. R. Williams, and H. J. Rice, "A Dynamic and Harmonic Damped Finite Element Analysis Model of Stapedotomy," *Acta Otolaryngol*, vol. 117, no. 2, pp. 269–273, 1997.
- [27] A. Eiber, H. G. Freitag, C. Burkhardt, W. Hemmert, M. Maassen, J. Rodriguez Jorge, and H. P. Zenner, "Dynamics of middle ear prostheses - simulations and measurements," *Audiol. Neurootol.*, vol. 4, no. 3–4, pp. 178–184, Aug. 1999.
- [28] T. Koike, H. Wada, and T. Kobayashi, "Modeling of the human middle ear using the finite-element method," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 111, no. 3, pp. 1306–1317, Mar. 2002.
- [29] P. J. Prendergast, P. Ferris, H. J. Rice, and A. W. Blayney, "Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method," *Audiol. Neurootol.*, vol. 4, no. 3–4, pp. 185–191, Aug. 1999.
- [30] H. Wada, T. Metoki, and T. Kobayashi, "Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 92, no. 6, pp. 3157–3168, Dec. 1992.
- [31] C. F. Lee, P. R. Chen, W. J. Lee, J. H. Chen, and T. C. Liu, "Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis," *BIOMEDICAL ENGINEERING APPLICATIONS BASIS COMMUNICATIONS*, vol. 18, no. 5, p. 214, 2006.
- [32] T. Rodt, P. Ratiu, H. Becker, S. Bartling, D. F. Kacher, M. Anderson, F. A. Jolesz, and R. Kikinis, "3D visualisation of the middle ear and adjacent structures using reconstructed multi-slice CT datasets, correlating 3D images and virtual endoscopy to the 2D cross-sectional images," *Neuroradiology*, vol. 44, no. 9, pp. 783–790, Sep. 2002.
- [33] N. Elkhouri, H. Liu, and W. R. J. Funnell, "Low-Frequency Finite-Element Modeling of the Gerbil Middle Ear," *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, vol. 7, no. 4, pp. 399–411, Oct. 2006.
- [34] D. H. Lee, S. Chan, C. Salisbury, N. Kim, K. Salisbury, S. Puria, and N. H. Blevins, "Reconstruction and exploration of virtual middle-ear models derived from micro-CT datasets," *Hear. Res.*, vol. 263, no. 1–2, pp. 198–203, May 2010.
- [35] S. Puria and C. Steele, "Tympanic-membrane and malleus-incus-complex co-adaptations for high-frequency hearing in mammals," *Hear. Res.*, vol. 263, no. 1–2, pp. 183–190, May 2010.

- [36] Q. Sun, R. Z. Gan, K.-H. Chang, and K. J. Dormer, "Computer-integrated finite element modeling of human middle ear," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 1, no. 2, pp. 109–122, Oct. 2002.
- [37] J. A. N. Buytaert, W. H. M. Salih, M. Dierick, P. Jacobs, and J. J. J. Dirckx, "Realistic 3D Computer Model of the Gerbil Middle Ear, Featuring Accurate Morphology of Bone and Soft Tissue Structures," *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, vol. 12, no. 6, pp. 681–696, Jul. 2011.
- [38] W. van Meurs, *Modeling and Simulation in Biomedical Engineering: Applications in Cardiorespiratory Physiology*, 1st ed. McGraw-Hill Professional, 2011.
- [39] C. Y. Tang, G. Zhang, and C. P. Tsui, "A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 7, pp. 865–872, May 2009.
- [40] C. Renaud, J.-M. Cros, Z.-Q. Feng, and B. Yang, "The Yeoh model applied to the modeling of large deformation contact/impact problems," *International Journal of Impact Engineering*, vol. 36, no. 5, pp. 659–666, May 2009.
- [41] R. W. Ogden, *Non-linear elastic deformations*. E. Horwood, 1984.
- [42] R. S. Rivlin, "Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory," *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, vol. 241, no. 835, pp. 379–397, Oct. 1948.
- [43] M. Mooney, "A Theory of Large Elastic Deformation," *Journal of Applied Physics*, vol. 11, no. 9, pp. 582–592, Sep. 1940.
- [44] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, R. N. Jorge, A. Ferreira, and J. M. R. S. Tavares, "The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments: a finite element analysis," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 225, no. 1, pp. 68–76, Jan. 2011.
- [45] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, J. Paço, A. J. M. Ferreira, J. M. R. S. Tavares, and R. N. Jorge, "The influence of muscles activation on the dynamical behaviour of the tympano-ossicular system of the middle ear," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Jan. 2012.
- [46] W. R. Funnell and C. A. Laszlo, "A critical review of experimental observations on eardrum structure and function," *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.*, vol. 44, no. 4, pp. 181–205, 1982.
- [47] X. Wang, T. Cheng, and R. Z. Gan, "Finite-element analysis of middle-ear pressure effects on static and dynamic behavior of human ear," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 122, no. 2, p. 906, 2007.
- [48] R. Z. Gan, B. Feng, and Q. Sun, "Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 6, pp. 847–859, Jun. 2004.
- [49] F. Gentil, C. Garbe, M. Parente, P. Martins, and R. N. Jorge, "Próteses do estribo - Seu comportamento no sistema tímpano-ossicular do ouvido médio," Jun. 2011.
- [50] F. Gentil, M. Parente, P. Martins, C. Garbe, E. Almeida, and R. N. Jorge, "Estapedotomia - Técnica de Hough - Comparação com o ouvido normal," 2011.
- [51] G. Vollandri, F. Di Puccio, P. Forte, and C. Carmignani, "Biomechanics of the tympanic membrane," *Journal of Biomechanics*, vol. 44, no. 7, pp. 1219–1236, Apr. 2011.
- [52] P. Prendergast, "A study of middle ear biomechanics using the finite element method," Trinity College, 2001.
- [53] Y. H. Wen, L. P. Hsu, P. R. Chen, and C. F. Lee, "Design Optimization of Cartilage Myringoplasty using Finite Element Analysis," *Tzu Chi Medical Journal*, vol. 18, no. 5, pp. 370–377, 2006.
- [54] J. . Schmidt, H. Bergander, and L. . Eng, "Experimental and theoretical analysis of shear-force interaction in the non-contact regime with 100 pN force resolution," *Applied Surface Science*, vol. 157, no. 4, pp. 295–301, Apr. 2000.

- [55] D. Kelly, P. J. Prendergast, and A. Blayney, "The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain: a comparative finite element analysis of four prostheses," *Otology & neurotology*, vol. 24, no. 1, p. 11, 2003.