

Simulação biomecânica do ouvido humano, incluindo patologias do ouvido médio

Bruno André Faria Areias

Dissertação do MIEM

Orientador na FEUP:

Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente

Coorientador na FEUP:

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge



FEUP

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Junho de 2014

*“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos
não é senão uma gota de água no mar.*

*Mas o mar seria menor se lhe
faltasse uma gota.”*

Madre Teresa de Calcutá

Dedico esta dissertação

Aos meus pais: Maria e António

Que iluminam o caminho da minha vida

Aos meus irmãos: Ana Sofia e Pedro

Ao cão: Bolinhas.

Resumo

A presente dissertação estuda o comportamento mecânico do ouvido humano. Um modelo de elementos finitos preciso do ouvido humano, pode ser utilizado para avaliar a influência de certas doenças auditivas e auxiliar no seu tratamento, assim como ajudar na compreensão do fenómeno da transmissão sonora.

O projeto “The visible ear” permitiu a obtenção de um conjunto de imagens de altíssima qualidade do osso temporal congelado de uma mulher de 85 anos, usando um procedimento “cryosectioning”. Este projeto permitiu desenvolver o presente modelo computacional.

Foram desenvolvidos dois modelos de elementos finitos tridimensionais do ouvido humano, com base no modelo referido anteriormente, um modelo simples e um modelo completo. O modelo simples é constituído pela membrana timpânica, ossículos, ligamentos e músculos. O modelo completo é composto ainda pelo ar do canal auditivo externo e pelo ar da cavidade do ouvido médio. Foram estabelecidas propriedades dos materiais, obtidas na literatura e aplicadas as respetivas condições fronteira.

As frequências naturais, deslocamentos no umbo e na platina do estribo são obtidos para ambos os modelos, para diferentes níveis de pressão sonora. São simuladas as patologias: otosclerose e otite média. A banda de frequências em estudo está compreendida entre os 100 Hz e 10 kHz.

Biomechanical simulation of the human ear, including pathologies of the middle ear

Abstract

This dissertation studies the mechanical behavior of the human ear. An accurate finite element model of human hearing can be used to evaluate the influence of certain hearing diseases and aid in their treatment. Such a model can also be used to comprehend the phenomenon of sound transmission.

The "The visible ear" project consisted in getting a set of high quality images of the temporal bone of an 85 years old woman, which was frozen using a "cryosectioning" procedure. This project allowed developing the present computational model.

Two three-dimensional finite element models of the human hearing were developed, based on the model mentioned above. The simple model is constituted by the tympanic membrane, ossicles, ligaments and muscles. The complete model is also composed by the air from the external auditory canal and the air in the middle ear cavity. Properties of the materials were obtained in the literature and applied to the model, with the corresponding boundary conditions.

Natural frequencies, displacements of the umbo and stapes footplate were obtained for both models, for different sound pressure levels. The following pathologies were simulated: otosclerosis and otitis media. The frequency band in study is between 100 Hz and 10 kHz.

Agradecimentos

A dissertação aqui apresentada resulta de um trabalho contínuo, ao longo do qual recebi o maior apoio e estímulo de muitos. O meu profundo e sentido agradecimento a todas as pessoas que contribuíram para a concretização desta dissertação.

Agradeço a Deus, por iluminar o meu caminho e me dar força interior para superar todas as dificuldades.

Um agradecimento especial ao Professor Doutor Marco Parente, meu orientador, pela sua paciência e vontade de ensinar, foi uma mais-valia, seria impossível a concretização da dissertação sem a sua ajuda.

Ao meu coorientador, Professor Doutor Renato Jorge, pela sua dedicação e apoio ao longo desta jornada.

Os meus sinceros agradecimentos à Professora Doutora Fernanda Gentil, por toda ajuda prestada.

Um agradecimento ao Professor Doutor José Dias Rodrigues, pela ajuda prestada sobre vibrações e dinâmica de máquinas, a qual foi imprescindível para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos da Faculdade, que direta ou indiretamente me motivaram na concretização deste trabalho e me apoiaram ao longo destes 5 anos de engenharia.

Agradeço à minha família, em especial aos meus pais, pelo apoio incondicional ao longo destes anos académicos, sem a ajuda deles não teria chegado até esta fase.

A todos aqueles, que me ajudaram a ser quem sou hoje. Muito obrigado...

Índice

Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xix
Lista de Símbolos	xxi
1. Introdução	1
1.1 <i>Objetivos</i>	1
1.2 <i>Apresentação da dissertação</i>	3
2. Anatomia e fisiologia do ouvido humano	5
2.1 <i>Ouvido externo</i>	6
2.2 <i>Ouvido médio</i>	7
2.2.1 <i>Membrana timpânica</i>	8
2.2.2 <i>Caixa timpânica</i>	10
2.2.3 <i>Ossículos</i>	11
2.2.4 <i>Músculos e ligamentos presentes no ouvido médio</i>	13
2.3 <i>Ouvido interno</i>	15
2.3.1 <i>Cóclea</i>	15
2.3.2 <i>Vestíbulo</i>	17
2.3.3 <i>Canais semicirculares</i>	18
2.4 <i>Efeito das ondas sonoras nas estruturas cocleares</i>	18
3. Psicoacústica	21
3.1 <i>Introdução</i>	21
3.2 <i>Física do Som</i>	21
3.2.1 <i>Frequência</i>	21
3.2.2 <i>Altura do som</i>	22
3.2.3 <i>Timbre</i>	23
3.2.4 <i>Velocidade das ondas sonoras</i>	23
3.2.5 <i>Potência sonora</i>	24
3.2.6 <i>Nível de potência sonora</i>	24
3.2.7 <i>Intensidade sonora</i>	25
3.2.8 <i>Nível de intensidade sonora</i>	26
3.2.9 <i>Pressão sonora</i>	26
3.2.10 <i>Nível de pressão sonora</i>	26

3.2.11	Impedância acústica	28
3.2.12	Impedância acústica específica	28
3.3	<i>Graus e tipos de surdez</i>	28
3.3.1	Graus de surdez	29
3.3.2	Tipos de surdez	29
3.4	<i>Algumas disfunções auditivas</i>	30
3.4.1	Otosclerose	30
3.4.2	Otite média	32
3.4.3	Presbiacusia	33
3.4.4	Timpanosclerose	33
3.4.5	Perfurações timpânicas	34
4.	Dinâmica e Vibrações	35
4.1	<i>Introdução</i>	35
4.2	<i>Sistema Vibratório</i>	36
4.2.1	Elemento mola	36
4.2.2	Elemento amortecedor	37
4.2.3	Elemento de massa	38
4.3	<i>Grau de liberdade</i>	38
4.4	<i>Classificação da vibração</i>	38
4.5	<i>Classificação da excitação</i>	39
4.6	<i>Sistema com n graus de liberdade</i>	40
4.6.1	Equações do movimento para regime livre ou natural	40
4.6.2	Problema característico	41
4.6.3	Equações de movimento para regime forçado	41
4.6.4	Resposta a uma solicitação harmónica	42
4.6.5	Regime forçado amortecido – análise modal	43
4.6.5.1	Normalização dos vetores modais	43
4.6.5.2	Coordenadas modais	43
4.6.5.3	Amortecimento proporcional	44
4.6.5.4	Equações modais	45
4.6.5.5	Resposta na base modal	45
4.6.5.6	Resposta nas coordenadas generalizadas	45
4.7	<i>Níveis vibratórios</i>	45
5.	Análise dinâmica do comportamento mecânico do ouvido humano	47
5.1	<i>Introdução</i>	47

5.2	<i>Modelo geométrico</i>	47
5.3	<i>Propriedades mecânicas</i>	57
5.4	<i>Condições fronteira</i>	60
5.5	<i>Estudo do comportamento biomecânico do ouvido médio</i>	61
5.5.1	Frequências naturais de vibração	62
5.5.2	Análise dinâmica	63
5.5.2.1	Modelo simples	63
5.5.2.1	Modelo completo	71
6.	Conclusões e perspectivas de trabalho futuro	81
7.	Referências e Bibliografia	83

Índice de Figuras

Figura 2.1: Sistema auditivo periférico [5].	5
Figura 2.2: Pavilhão auricular, 1.Hélice; 2.Fossa escafoide; 3.Fossa triangular; 4.Anti-hélice; 5.Concha; 6.Trago; 7.Antitrago; 8.Lóbulo.	6
Figura 2.3: Canal auditivo externo, 1.Parte fibrocartilaginosa, 2.Parte óssea.	7
Figura 2.4: Ossículos do ouvido médio, 1.Martelo, 2.Bigorna, 3.Estribo.	8
Figura 2.5: Membrana timpânica.	8
Figura 2.6: Divisão topográfica da membrana timpânica.	10
Figura 2.7: Caixa timpânica.	11
Figura 2.8: Martelo, vista dorsal.	12
Figura 2.9: Bigorna, vista medial.	12
Figura 2.10: Estribo.	13
Figura 2.11: Músculos presentes no ouvido médio.	14
Figura 2.12: Ligamentos presentes no ouvido médio.	15
Figura 2.13: Representação do labirinto ósseo e labirinto membranoso [5].	15
Figura 2.14: (a).Ouvido interno, (b).Secção transversal da cóclea, (c).Secção ampliada do canal coclear e (d) Célula sensorial [5].	16
Figura 2.15: Efeitos das ondas sonoras em diversos pontos da membrana basilar.	17
Figura 2.16: Efeito das ondas sonoras nas estruturas cocleares [5].	18
Figura 3.1: Conversão mel – frequência.	23
Figura 3.2: Módulo volumétrico.	24
Figura 3.3: Diagrama de Fletcher.	27
Figura 3.4: Área da audição humana.	27
Figura 3.5: Tipos de perda auditiva, 1.Condução, 2.Neurossensorial, 3.Mista.	30
Figura 3.6: Procedimento da cirurgia da estapedectomia.	32
Figura 3.7: Perfuração traumática situada no quadrante póstero-superior, resultado da agressão de um objeto introduzido no canal auditivo externo [25].	34
Figura 4.1: Classificação da mecânica.	35
Figura 4.2: Mola linear elástica.	37
Figura 4.3: Amortecedor viscoso.	38
Figura 4.4: Classificação da vibração.	39
Figura 4.5: Excitação determinística e aleatória.	39
Figura 4.6: Classificação da excitação.	40
Figura 5.1: Representação do osso temporal e do modelo computacional.	48
Figura 5.2: Malha de elementos finitos da membrana timpânica, 1.Pars flaccida e 2.Pars tensa.	49
Figura 5.3: Representação do sulco timpânico.	50
Figura 5.4: Malha de elementos finitos do martelo, 1.Cabeça, 2.Colo e 3.Cabo.	50
Figura 5.5: Malha de elementos finitos da bigorna, 1.Corpo, 2.Apófise longa e 3.Apófise curta.	51

Figura 5.6: Malha de elementos finitos do estribo, 1.Cabeça, 2.Colo, 3.Crura posterior, 4.Crura anterior e 5.Platina.	52
Figura 5.7: Ligamentos e músculos presentes no ouvido médio.	53
Figura 5.8: Representação do ligamento anular, 1.Estribo, 2.Parte óssea em corte, 3.Ligamento anular.	54
Figura 5.9: Representação da cóclea, 1.Membrana separadora, 2.Membrana janela redonda, 3.Líquido coclear e 4.Parte óssea em corte.	54
Figura 5.10: Malha de elementos finitos da parte óssea, 1.Canal auditivo externo e 2.Mandíbula.	55
Figura 5.11: Malha de elementos finitos da pele (1) e da cartilagem auricular (2).	55
Figura 5.12: Malha de elementos finitos do ar, 1.Canal auditivo externo; 2.Cavidade timpânica.	56
Figura 5.13: Representação das condições fronteira.	61
Figura 5.14: Representação das localizações das impedâncias acústicas.	61
Figura 5.15: Frequências naturais para o modelo simples e completo e respetiva comparação com dados publicados na literatura.	62
Figura 5.16: Comparação do deslocamento no umbo e na platina para diferentes níveis de pressão sonora aplicadas na membrana.	63
Figura 5.17: Fase da resposta do deslocamento no umbo e no centro da platina do estribo.	64
Figura 5.18: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 80 dB.	65
Figura 5.19: Comparação da relação entre o deslocamento no umbo e na platina do estribo, para o nível de pressão sonora de 80 dB.	66
Figura 5.20: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 90 dB.	67
Figura 5.21: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 105 dB.	68
Figura 5.22: Resultados obtidos do deslocamento no umbo para o modelo simples normal e com otosclerose e respetiva comparação com trabalho publicado na literatura.	69
Figura 5.23: Resultados obtidos do deslocamento na platina do estribo para o modelo simples normal e com otosclerose e respetiva comparação com trabalho publicado na literatura.	70
Figura 5.24: Nível de deslocamento na platina do estribo.	71
Figura 5.25: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo, entre o modelo simples e o modelo completo.	72
Figura 5.26: Comparação da fase no umbo e na platina do estribo, entre o modelo simples e o modelo completo.	73
Figura 5.27: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo para um nível de pressão acústica de 80 dB.	74
Figura 5.28: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo para um nível de pressão acústica de 90 dB.	75
Figura 5.29: Resultados obtidos do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o modelo completo normal e com otosclerose, para um nível de pressão acústica de 80 dB.	76

Figura 5.30: Resultados obtidos do deslocamento no umbo para o modelo completo normal e com otite média, para um nível de pressão acústica de 80 dB.	77
Figura 5.31: Resultados obtidos do deslocamento na platina do estribo para o modelo completo normal e com otite média, para um nível de pressão acústica de 80 dB.	77
Figura 5.32: Frequências naturais para o modelo completo normal e com as patologias.	78
Figura 5.33: Distribuição da pressão acústica no canal auditivo externo quando aplicado um nível de pressão na entrada do canal de 90 dB, para a frequência de 4 kHz.	79
Figura 5.34: Distribuição da pressão acústica no canal auditivo externo quando aplicado um nível de pressão na entrada do canal de 90 dB, para a frequência de 8 kHz.	79

Índice de Tabelas

Tabela 3.1: Potência e nível de potência sonora gerada por diversas fontes [13].....	25
Tabela 3.2: Grau de surdez (Adaptado de [17]).....	29
Tabela 5.1: Dimensões da membrana timpânica no modelo utilizado e comparação com dados obtidos na literatura	49
Tabela 5.2: Dimensões do martelo no modelo utilizado, comparação com dados obtidos na literatura	51
Tabela 5.3: Dimensões da bigorna no modelo utilizado, comparação com dados obtidos por Wever & Lawrence	52
Tabela 5.4: Dimensões do estribo no modelo utilizado, comparação com dados obtidos por Wever & Lawrence	53
Tabela 5.5: Dimensões do canal auditivo externo e da cavidade timpânica	56
Tabela 5.6: Propriedades de material dos ossículos, membrana e articulações	57
Tabela 5.7: Propriedades elásticas dos ligamentos	59
Tabela 5.8: Propriedades elásticas dos músculos	59

Lista de Símbolos

$[c]$	Matriz de amortecimento
$[I]$	Matriz identidade
$[k]$	Matriz de rigidez
$[m]$	Matriz de massa
$[Z(\omega)]$	Matriz impedância
$[\Omega]$	Matriz diagonal das frequências naturais
$[\Phi]$	Matriz modal normalizada
$\{f(t)\}$	Vetor solicitação
$\{u\}$	Vetor modal
$\{u\}_i$	Vetor modal de ordem i
$\{x(t)\}$	Vetor de deslocamentos
$\{\dot{x}(t)\}$	Vetor de velocidades
$\{\ddot{x}(t)\}$	Vetor de acelerações
$\{X(\omega)\}$	Vetor de amplitudes
$\{\eta(t)\}$	Vetor dos deslocamentos modais ou naturais
$\{\dot{\eta}(t)\}$	Vetor das velocidades modais ou naturais
$\{\ddot{\eta}(t)\}$	Vetor das acelerações modais ou naturais
$\{\phi\}_i$	Vetor modal normalizado de ordem i
B	Módulo volumétrico
$BIAP$	International Bureau for Audiophonology
c	Constante de amortecimento
f	Frequência
$f(t)$	Solicitação dinâmica
F_C	Força de amortecimento
F_K	Força elástica

F_m	Força de inércia
I	Intensidade sonora
I_0	Intensidade sonora de referência
k	Constante de rigidez elástica, módulo volumétrico
L_I	Nível de intensidade sonora
L_p	Nível de pressão sonora
L_W	Nível de potência sonora
m	Massa, mel
POR, p	Pressão sonora
p_0	Pressão sonora de referência
r	Resistência acústica específica
RGB	Sistema de cores aditivas formadas por vermelho, verde e azul (Red, Green and Blue)
SPL	Nível de pressão sonora (Sound pressure level)
T	Período
t	Variável tempo
U	Velocidade volumétrica
v	Velocidade de propagação
V	Volume inicial
V'	Volume final
W	Potência sonora
W_0	Potência sonora de referência
x	Variável espacial, reactância acústica específica
$x(t)$	Deslocamento, resposta
\dot{x}_1, \dot{x}_2	Velocidades pontais
x_0	Amplitude da onda
x_1, x_2	Variáveis espaciais

Z	Impedância acústica
z	Impedância acústica específica
α, β	Constantes
δ	Elongação
Δp	Pressão aplicada
ΔV	Variação de volume
$\Delta(\omega)$	Determinante característico
ξ	Razão de amortecimento
ρ	Massa volumétrica
ω	Frequência angular
ω_d	Frequência natural amortecida
ω_n	Frequência natural não amortecida
ϕ	Ângulo de fase inicial, desfasamento

1. Introdução

1.1 Objetivos

O ouvido humano é um órgão complexo indispensável no nosso organismo, com a função de detetar pequenas variações de pressão de ar, as quais estão associadas à propagação de ondas sonoras, e enviar ao cérebro um sinal nervoso onde será posteriormente decodificado.

Um objeto produz som quando vibra na matéria. Quando algo vibra na atmosfera, as partículas de ar próximas da superfície de contacto movem-se. Estas, por sua vez, movem outras ao seu redor, propagando-se desta maneira ondas sonoras.

Numa fase inicial as ondas sonoras são captadas no pavilhão auricular e direcionadas para o canal auditivo externo, seguindo trajeto até à membrana timpânica, fazendo-a vibrar.

A fase seguinte envolve a transmissão sonora através de três pequenos ossículos presentes no ouvido médio, o martelo, a bigorna e o estribo. O estribo conecta-se à janela oval pelo ligamento anular.

A terceira fase ocorre no ouvido interno. O movimento oscilatório do estribo gera ondas de pressão no líquido coclear existente no interior da cóclea. Estas ondas, por sua vez, estimulam as células ciliadas que convertem as variações de pressão em impulsos elétricos, enviados através do nervo vestibulococlear ao cérebro onde serão posteriormente processados e interpretados.

A perda auditiva pode ser de origem congênita, doenças desenvolvidas durante a gravidez ou adquirida, causada por ingestão de remédios que lesam o nervo auditivo, meningite, exposição a ruídos muito fortes ou intensos, ou pelo próprio processo de envelhecimento, o qual é um fenômeno natural e que afeta todos numa determinada etapa da vida, independentemente do fenômeno que o origina.

A hipoacusia é a perda auditiva a diferentes níveis e pode ser temporária ou permanente. As causas que produzem a hipoacusia classificam-se em condução, neurosensorial ou mista.

A surdez de condução é provocada pela incapacidade das ondas serem conduzidas através do sistema ossicular desde o ouvido externo até a cóclea.

Uma causa muito frequente de perda auditiva é originada pelo bloqueio da trompa de Eustáquio, cuja função é manter a pressão no interior do ouvido médio igual à pressão que existe no ambiente onde a pessoa se encontra. Quando esse canal fica bloqueado o ar que está contido na cavidade timpânica é substituído por um líquido, alterando o funcionamento normal dos ossículos presentes no ouvido médio [1].

A otosclerose, ossificação anormal do estribo é uma das causas mais frequentes de surdez de condução, em adultos. A maioria das pessoas com este tipo de surdez tem grandes dificuldades de comunicação, a partir da adolescência, com agravamento na idade adulta [2].

Outra causa comum de perda de audição, e que é facilmente corrigida, é a existência de um acúmulo de cerúmen localizado no canal auditivo externo, impedindo que as ondas sonoras cheguem até ao tímpano.

A surdez de condução poderá ainda ocorrer devido à perfuração da membrana timpânica.

A exposição a ruídos excessivamente altos provoca uma destruição do órgão de Corti devido às fortes vibrações da membrana basilar, podendo originar surdez neurossensorial [1].

A perda auditiva mista é uma combinação de uma perda auditiva neurossensorial e de condução.

Outro transtorno da audição é a presbiacusia, definida como diminuição auditiva relacionada com o envelhecimento, sendo mais notável para sons de alta frequência, devido a alterações degenerativas, fazendo parte do processo geral de envelhecimento do organismo.

O objetivo desta dissertação é estudar o funcionamento da transmissão do som desde o pavilhão auricular até ao estribo. Para tal será desenvolvido um modelo geométrico com base no projeto “The visible ear”, que teve como objetivo desenvolver em alta resolução um atlas digital do osso temporal assim como um simulador computacional para estudo do ouvido médio, utilizado para ensaios e planeamentos de procedimentos cirúrgicos.

O método de elementos finitos (MEF) é uma ferramenta poderosa útil para simular problemas mecânicos, permitindo uma análise de meios discretos e contínuos, com alto nível de complexidade, a partir de modelos geométricos.

O modelo geométrico desenvolvido inclui a membrana timpânica, os ossículos, a cóclea, o ar no canal auditivo externo e na cavidade timpânica. Numa fase inicial o modelo foi calibrado, tendo sido posteriormente simuladas patologias do ouvido médio como por exemplo a

otosclerose e a otite média. O comportamento do ouvido com patologia foi depois comparado com o comportamento do ouvido normal.

1.2 Apresentação da dissertação

A presente dissertação está dividida em sete capítulos: introdução, anatomia e fisiologia do ouvido humano, psicoacústica, dinâmica e vibrações, análise dinâmica do comportamento mecânico do ouvido humano, conclusões e perspectivas de trabalho futuro, referências e bibliografia.

No capítulo 2 é feita uma breve revisão bibliográfica da anatomia e fisiologia do sistema auditivo humano. É descrito neste capítulo as três grandes componentes do ouvido humano: o ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno.

No capítulo 3 é estudada a relação entre as sensações auditivas e as características físicas do som. O capítulo inicia com umas breves noções sobre o som. Faz-se referência aos diferentes tipos de patologias que podem aparecer no ouvido humano.

No capítulo 4 descrevem-se alguns conceitos relacionados com a dinâmica e vibrações de elementos mecânicos. São apresentados os constituintes de um sistema vibratório, e feita a classificação de uma vibração e excitação. É abordado e caracterizado o movimento de um sistema discreto com n graus de liberdade.

No capítulo 5 são descritas e interpretadas as diversas simulações realizadas ao modelo geométrico desenvolvido. Numa fase inicial é exposta a construção do modelo do ouvido humano, constituído pela membrana timpânica, ossículos, ligamentos, articulações, músculos e fluido coclear no caso do modelo simples, é também desenvolvido um modelo completo constituído ainda pelo ar no canal auditivo externo e na cavidade timpânica, pela pele e cartilagem auricular. Neste capítulo são apresentadas as propriedades de material e as condições fronteira para ambos os modelos, com base em trabalhos publicados anteriormente na literatura. Foram obtidas as frequências naturais, os deslocamentos no umbo e na platina do estribo para o ouvido normal, com otosclerose e com otite média, na banda de frequências de 100 Hz a 10 kHz, para diferentes níveis de pressão sonora aplicados na membrana timpânica ou no caso do modelo completo sobre a superfície do ar exterior.

No capítulo 6 é feito um breve resumo de todo o trabalho realizado, referindo-se as principais conclusões e algumas sugestões de possíveis trabalhos futuros.

2. Anatomia e fisiologia do ouvido humano

A audição é um dos cinco sentidos do ser humano e um dos mais importantes para a sua vida em sociedade ou até mesmo para a sua sobrevivência. A perda deste sentido pode induzir uma deficiência severamente incapacitante [3].

O ouvido humano 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 0 dB e 130 dB. É responsável pelo nosso equilíbrio, possuindo uma particular sensibilidade para transformar as ondas sonoras em sinais elétricos, transmitindo esta informação ao cérebro, através do nervo auditivo. O ouvido está localizado, na sua quase totalidade, no osso temporal, posicionado na base e parede lateral do crânio [4].

O sistema auditivo está dividido em duas partes, o periférico e o central. O sistema auditivo periférico é constituído pelo ouvido externo, ouvido médio e o ouvido interno. O sistema auditivo central é formado pelo nervo e córtex auditivo. Na Figura 2.1 está representado o sistema auditivo periférico [2].

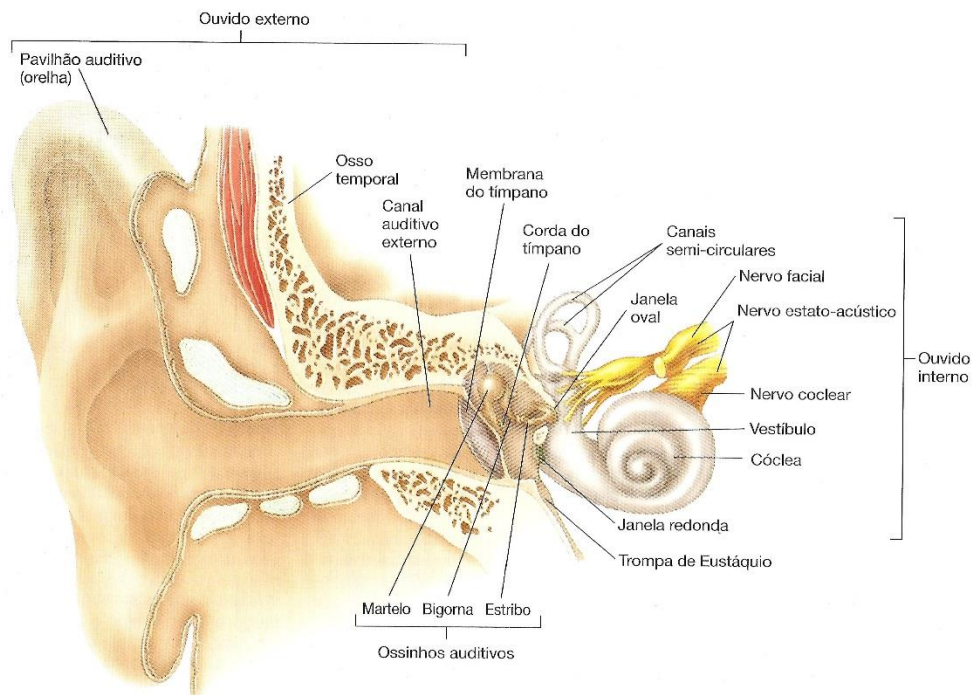


Figura 2.1: Sistema auditivo periférico [5].

O ouvido externo e ouvido médio apenas estão envolvidos na audição, enquanto o ouvido interno atua simultaneamente na audição e no equilíbrio. O ouvido externo inclui o pavilhão auricular e o canal auditivo externo. O ouvido externo termina internamente na membrana timpânica. O ouvido médio é formado por dois espaços aéreos ligados entre si, a trompa de Eustáquio e a caixa timpânica, que contém os ossículos auditivos (martelo, bigorna e estribo). O ouvido interno é constituído pelos órgãos sensoriais da audição e do equilíbrio [5].

2.1 Ouvido externo

O ouvido externo corresponde à porção exterior do ouvido que capta o som e o transmite por um canal ao ouvido médio. O ouvido externo é composto por duas partes: o pavilhão auditivo, também conhecido como orelha e o canal auditivo externo. A função principal do pavilhão auditivo é captar sons, agindo como um funil e direcioná-los para o canal auditivo externo. O pavilhão auricular na sua face externa, distingue-se por oito regiões anatómicas bem definidas, como se pode ver na Figura 2.2.

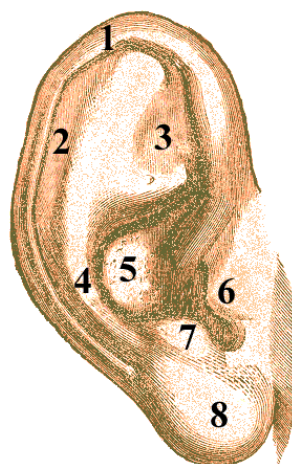


Figura 2.2: Pavilhão auricular, 1.Hélice; 2.Fossa escafoide; 3.Fossa triangular; 4.Anti-hélice; 5.Concha; 6.Trago; 7.Antitrago; 8.Lóbulo.

A margem elevada da orelha é chamada de hélice, logo abaixo da hélice encontra-se uma longa depressão designada de fossa escafoide, abaixo desta, encontra-se uma elevação chamada anti-hélice, que termina bifurcada em dois ramos, encontrando-se uma fossa entre eles, chamada de fossa triangular ou navicular. O lóbulo é uma pequena porção de tecido mole que se encontra na região inferior do pavilhão. Localizados superiormente ao lóbulo, encontram-se o trago e o antitrago, o primeiro localizado logo na abertura do canal auditivo externo e o segundo, logo acima do lóbulo.

O canal auditivo externo (Figura 2.3) tem a função de transmitir os sons captados pelo pavilhão auricular até à membrana timpânica, além de servir de câmara de ressonância ampliando sons de algumas frequências [6]. É fibrocartilaginoso no seu terço externo e ósseo no resto da sua

extensão interna. É revestido por uma capa epidérmica que é o prolongamento da pele do pavilhão auditivo. O revestimento cutâneo prolonga a pele do pavilhão e continua com a camada externa da membrana timpânica.

Na porção externa, fibrocartilaginosa, a pele é grossa, com algum tecido adiposo e pode apresentar pelos. A derme contém glândulas sebáceas e o tecido subcutâneo contém glândulas ceruminosas. Estas glândulas produzem cerúmen, evitando, assim, a entrada de corpos estranhos e protegendo o seu epitélio de macerações pela retenção de água. Mede aproximadamente 25 a 30 mm de comprimento desde a concha até a membrana timpânica [2].

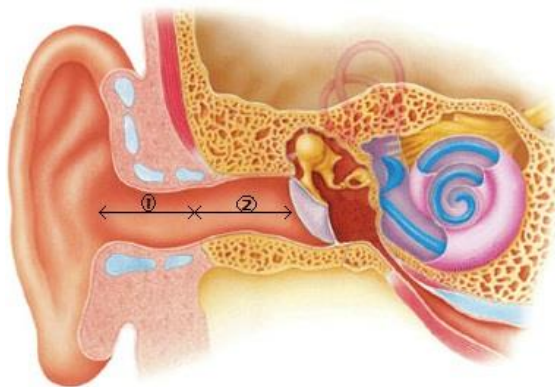


Figura 2.3: Canal auditivo externo, 1.Parte fibrocartilaginosa, 2.Parte óssea.

2.2 Ouvido médio

Internamente à membrana timpânica, encontra-se uma cavidade cheia de ar, o ouvido médio. O ouvido médio é constituído pela cadeia ossicular (martelo, bigorna e estribo), seis ligamentos, dois músculos (e respetivos tendões) e uma porção do nervo facial.

A energia sonora é conduzida pelo canal auditivo externo até a membrana timpânica, onde é transformada em energia mecânica, que por sua vez, é comunicada aos ossículos do ouvido médio.

No lado interno do ouvido médio, duas aberturas cobertas, a janela oval e a janela redonda, separam-no do ouvido interno. A presença de duas aberturas permitem a passagem de ar para o ouvido médio, uma destas abre nas células mastóideas da apófise mastóidea do osso temporal, a outra passagem, a trompa de Eustáquio, abre na faringe e equaliza a pressão entre o ar exterior e a cavidade do ouvido médio. Uma pressão desigual entre o ouvido e o ambiente externo é suscetível de distorcer o tímpano, atenuar as suas vibrações e dificultar a audição. Por causa desta distorção, quando um individuo muda de altitude, os sons parecem abafados e o tímpano pode tornar-se doloroso. Estes sintomas podem ser aliviados pela abertura da trompa de Eustáquio, permitindo que a passagem de ar através deste equalize a pressão [4]. Este canal

possui também funções de proteção do ouvido médio de agressões bacterianas e drenagem do ouvido médio, permitindo a passagem de mucosidades segregadas pela mucosa timpânica.

Na Figura 2.4 está representada a anatomia do ouvido médio, destacando os ossículos que o constituem.

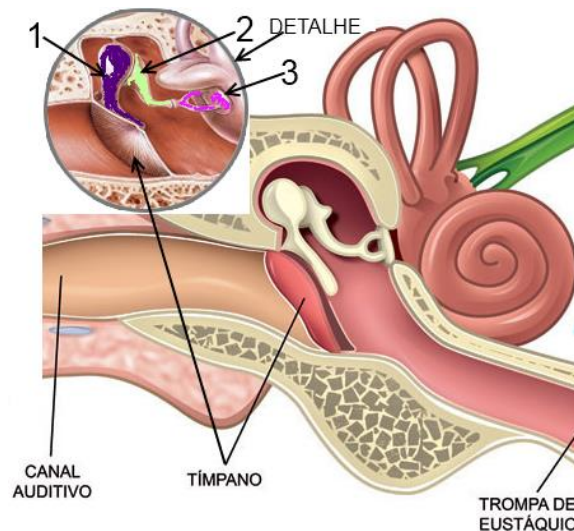


Figura 2.4: Ossículos do ouvido médio, 1.Martelo, 2.Bigorna, 3.Estribo.

2.2.1 Membrana timpânica

A membrana timpânica é uma membrana bastante fina e semitransparente, apresenta forma aproximadamente circular. A sua função é vibrar mediante estímulos sonoros, vibrações que são depois transmitidas para a cadeia ossicular. A membrana está dividida em duas regiões distintas: a *pars tensa* e a *pars flaccida*, como mostra a Figura 2.5.

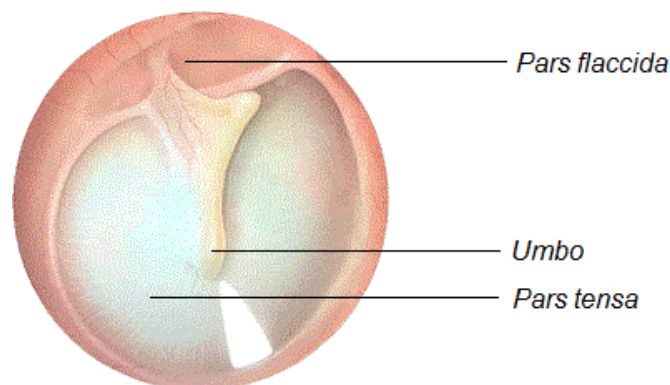


Figura 2.5: Membrana timpânica.

A membrana timpânica tem um diâmetro que varia entre 9,5 mm e 10,5 mm, apresentando uma área de aproximadamente 85 mm², ainda que só 55 mm² tenham mobilidade sendo a restante parte na periferia rígida. A *pars tensa* tem uma área de 68,6 mm² em média e a *pars flaccida* 4,6 mm² [7].

A membrana é constituída por três camadas de tecido: a externa, a intermédia e a interna.

A camada externa é fina e cutânea e está ligada à camada que cobre o canal auditivo externo.

A camada intermédia é fibrosa e é a principal responsável pela sua vibração. Contém fibras radiais, circulares, fascículos parabólicos e fibras do sistema semilunar.

- As fibras radiais vão desde o bordo anular até ao cabo do martelo permitindo o movimento de rotação do cabo do martelo em torno do seu eixo.
- As fibras circulares formam anéis concêntricos ao umbo, estando inseridos no cabo do martelo e passando por dentro dele.
- Os fascículos parabólicos (anterior e posterior) nascem da apófise curta do martelo, irradiando desde a apófise para a parte anterior e posterior da membrana, até ao ligamento anular.
- As fibras do sistema semilunar descrevem arcos côncavos e convexos desde a periferia da membrana até ao umbo. Estas fibras conferem à membrana um certo grau de rigidez, bem como a possibilidade de se deformar sem modificar as suas características acústicas fundamentais.

A camada interna é formada por tecido epitelial e contínua com o revestimento do ouvido médio [2].

A parte mais saliente da membrana timpânica, correspondente à extremidade do cabo do martelo, é designada de umbo. A *pars flaccida*, localizada na parte superior da membrana timpânica, também designada de membrana flácida de Shrapnell, tem poucas fibras, daí a flacidez dessa zona e é composta apenas pelas camadas cutânea e mucosa. A *pars tensa*, localizada na parte inferior, é formada pelas três camadas. Esta região da membrana timpânica é fibrosa, elástica, espessa, resistente e pouco móvel [2].

Topograficamente pode dividir-se a membrana timpânica em seis quadrantes, sendo quatro referentes à *pars tensa* (póstero-superior, póstero-inferior, ântero-superior e ântero-inferior) e dois referentes à *pars flaccida* (Figura 2.6).

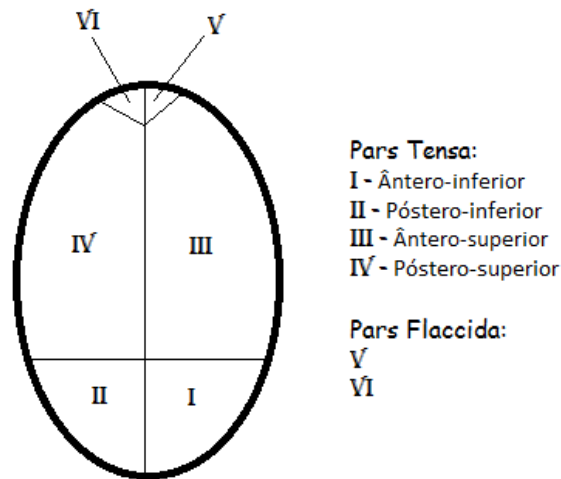


Figura 2.6: Divisão topográfica da membrana timpânica.

2.2.2 Caixa timpânica

A caixa timpânica tem forma aproximadamente retangular sendo constituída por 6 paredes: externa ou timpânica, interna ou labiríntica, superior ou teto da caixa timpânica, inferior ou parede hipotimpânica, posterior ou parede mastóidea, e anterior ou parede tubar. As paredes são revestidas por uma mucosa muito delgada (epitélio e por uma camada de tecido conjuntivo) aderente ao osso temporal (Figura 2.7).

A parede externa separa o ouvido externo do ouvido médio, é composta por uma porção óssea e uma porção membranosa. A parede interna de estrutura petrosa separa o ouvido médio do ouvido interno. Está presente a janela oval (onde se articula a platina do estribo), a porção timpânica do canal do nervo facial (bordo superior da janela oval), a janela redonda, o tendão do músculo tensor do tímpano e o promontório (proeminência relacionada com a espira basal da cóclea). A janela oval faz a comunicação do ouvido médio com o vestíbulo do ouvido interno através da base do estribo. A janela redonda tem a função de equalizar a pressão, permitindo que o fluido incompressível circule livremente no interior da cóclea. A parede superior é formada por uma fina lâmina óssea, por vezes mesmo transparente, separa o ouvido médio da cavidade craniana. A parede inferior de estrutura tímpano-petrosa forma um sulco na direção ântero-posterior, está limitada por dentro pelo promontório e por fora por um rebordo ósseo, sobre o qual se insere a membrana timpânica. A parede posterior é a mais alta das quatro paredes que delimitam o perímetro sagital da caixa, medindo cerca de 13 mm. Possui estrutura essencialmente petrosa, e exteriormente tímpano-escamosa. A parede anterior de estrutura tímpano-petrosa é ocupada maioritariamente pelo orifício timpânico da trompa de Eustáquio, situado na sua parte mais alta [2].

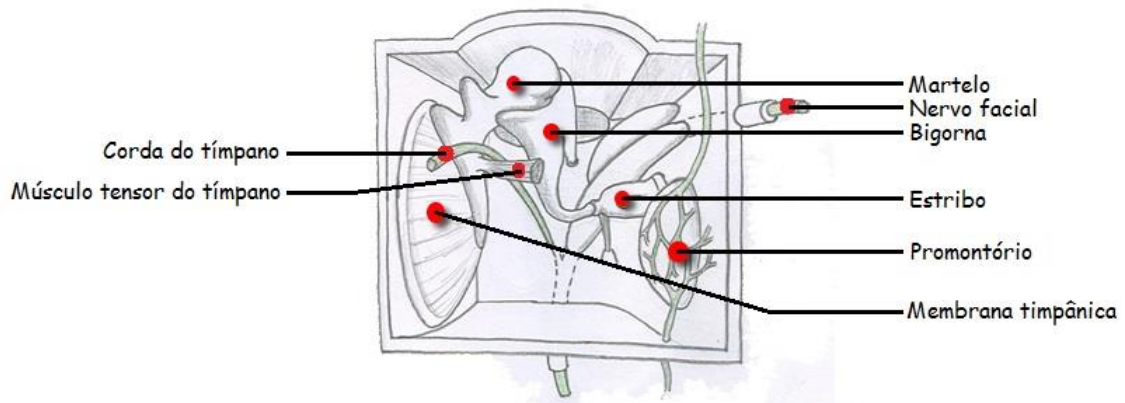


Figura 2.7: Caixa timpânica.

2.2.3 Ossículos

O ouvido médio contém três ossículos: o martelo, a bigorna e o estribo, que transmitem as vibrações da membrana timpânica para a janela oval.

O martelo (Figura 2.8) é o mais extenso, está inserido na camada intermédia da membrana timpânica e divide-se anatomicamente em 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, na sua parte pósterio-interna existe uma superfície que se articula com o corpo da bigorna. O colo situa-se a seguir à cabeça, é mais estreito. A sua parte externa relaciona-se com a parte superior da membrana timpânica, mais concretamente com a *pars flaccida*. O cabo do martelo está fixo à parte superior da membrana timpânica, puxando-a para dentro. Esta fixação é mais forte no meio da membrana, separando-se gradualmente para a parte superior. Na região do cabo, próximo ao colo, insere-se o tendão do músculo tensor do tímpano (músculo do martelo). A apófise externa nasce no colo do martelo dirigindo-se para fora e um pouco para cima, para a parte superior da membrana timpânica, em direção ao canal auditivo externo. A apófise anterior (conhecida como apófise de Raw) nasce também no colo do martelo, na sua parte anterior e média, tem cerca de 4 a 5 mm e uma forma de pico ligeiramente sinuoso [2, 8].

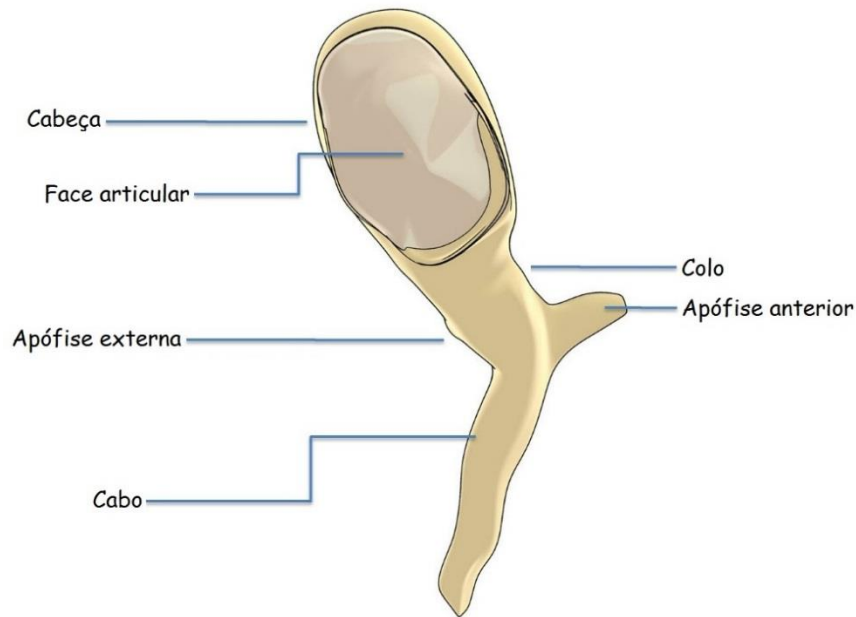


Figura 2.8: Martelo, vista dorsal.

A bigorna (Figura 2.9) anatomicamente é constituída por um corpo e três apófises. É o segundo ossículo da cadeia ossicular e situa-se atrás e para dentro do martelo. É caracterizado por ser o mais pesado da cadeia e por ser o único que não tem um músculo associado. O corpo da bigorna, assim como a cabeça do martelo, ocupa a parte superior da caixa timpânica, nesta parte incide o ligamento superior da bigorna. As apófises (curta e longa) da bigorna separam-se do corpo na sua parte póstero-inferior, fazendo entre elas um ângulo que pode variar entre 85° e 90°. A apófise curta com cerca de 5 mm, tem uma forma triangular e dirige-se horizontalmente para trás, onde incide o ligamento posterior da bigorna. A apófise longa com cerca de 7 mm dirige-se do corpo da bigorna para baixo seguindo um trajeto similar ao cabo do martelo. A sua extremidade inflete para dentro tornando-se horizontal. Termina com a formação da apófise lenticular, onde se dá a articulação com a cabeça do estribo [2, 8].

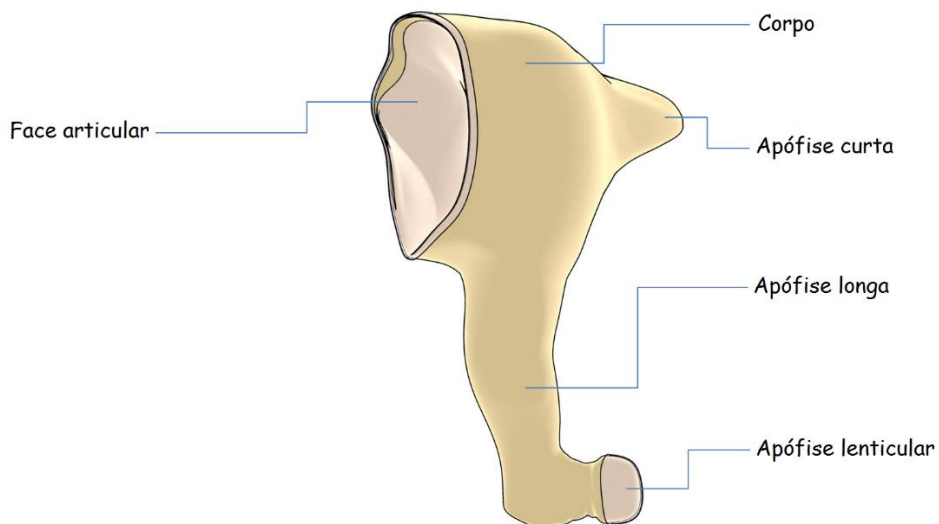


Figura 2.9: Bigorna, vista medial.

O estribo (Figura 2.10) é o último ossículo da cadeia ossicular e o mais pequeno do corpo humano, pesando cerca de 2 mg. Possui um músculo associado, o músculo estapédio. Anatomicamente o estribo divide-se em cabeça, colo, duas cruras e platina.

A cabeça do estribo na sua extremidade externa apresenta uma pequena faceta articular côncava à qual se articula a apófise lenticular da bigorna. O colo apresenta forma cilíndrica, une a cabeça às duas cruras. Na sua parte posterior incide o tendão do músculo estapédio. As duas cruras do estribo, posterior e anterior, ligam o colo à platina do estribo. A crura posterior é geralmente mais curva e longa que a anterior. A platina do estribo é uma pequena placa óssea irregular e oval, que se insere na janela oval e é mantida na sua posição através do ligamento anular flexível [4, 5, 8, 9].

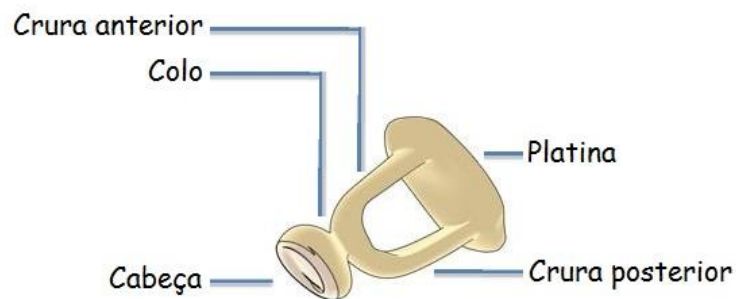


Figura 2.10: Estribo.

2.2.4 Músculos e ligamentos presentes no ouvido médio

Existem, como já foi referido, dois pequenos músculos esqueléticos ligados aos ossículos auditivos (Figura 2.11) com a função de amortecerem os sons excessivamente altos. Este reflexo de atenuação do som protege as estruturas delicadas do ouvido interno de serem lesadas por um grande volume de som. O músculo tensor do tímpano liga-se ao martelo e é inervado pelo trigémeo (V nervo craniano), tem a função de esticar a membrana timpânica e determina, ao mesmo tempo, um aumento de pressão no líquido labiríntico, na presença de sons fortes. O músculo estapédio está ligado ao estribo e é inervado pelo nervo facial (VII nervo craniano), tem a função de relaxar a membrana timpânica e reduzir a pressão no labirinto [5, 7].

A atenuação do som responde mais eficazmente a sons de baixa frequência e é capaz de reduzir num fator de 100 a energia que atinge a janela oval. O reflexo é demasiado lento para evitar o dano provocado por um ruído súbito, como por exemplo um tiro, e não consegue funcionar eficazmente por um período superior a 10 minutos em resposta a um ruído prolongado [5].

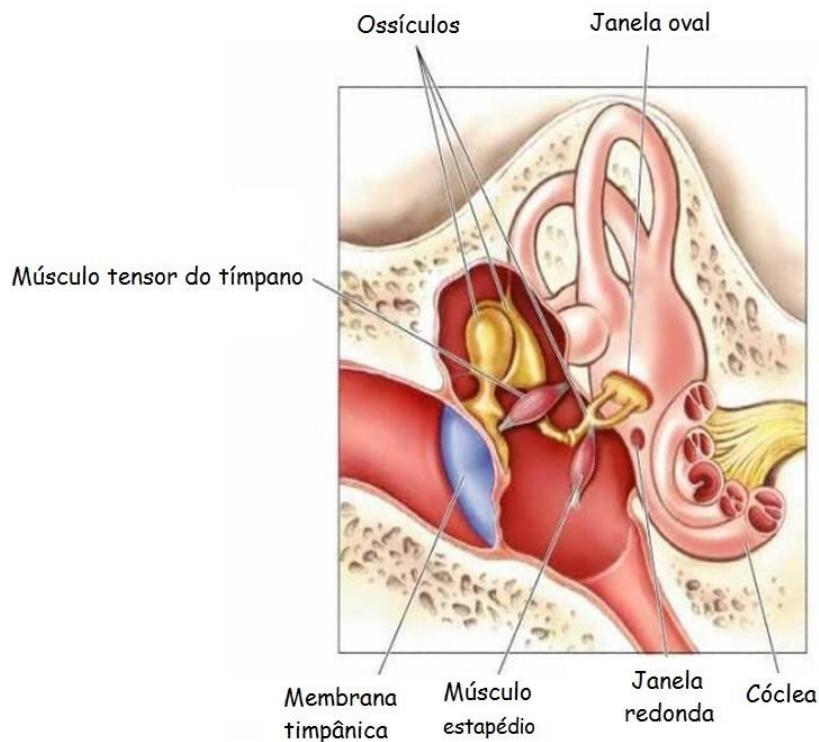


Figura 2.11: Músculos presentes no ouvido médio.

A bigorna está articulada com o estribo, deste modo sempre que a membrana timpânica e o cabo do martelo se movem para dentro, o líquido coclear é impelido, e sempre que eles se movem para fora, o líquido coclear é puxado. As articulações estão revestidas por cartilagens, que evitam ruídos de funcionamento, amortecendo eventuais efeitos de ressonância.

Os ossículos do ouvido médio são suspensos por ligamentos (Figura 2.12), que fazem o martelo e a bigorna agirem como uma alavanca única. No ouvido médio existem seis ligamentos entre os quais três no martelo (ligamento superior, anterior e lateral), dois na bigorna (ligamento posterior e superior) e um no estribo (ligamento anular). A platina do estribo e a janela oval estão revestidas por cartilagem. Estas não estão exatamente em contacto, existindo entre elas uma pequena fenda circular preenchida por um conjunto de fibras conjuntivas e elásticas, que constituem o ligamento anular do estribo [5, 7].

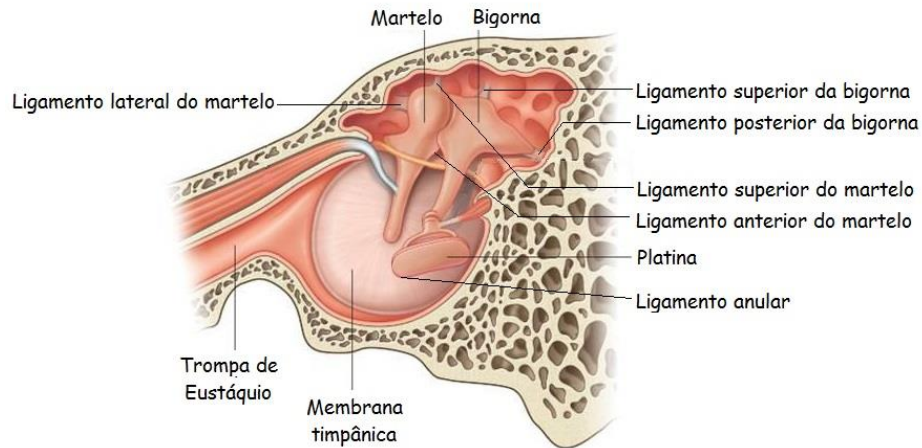


Figura 2.12: Ligamentos presentes no ouvido médio.

2.3 Ouvido interno

2.3.1 Cóclea

Os canais ósseos no interior do osso temporal são conhecidos por labirinto ósseo (Figura 2.13). Estes são revestidos por perióstio, que é uma membrana de tecido conjuntivo denso, vascularizada, fibrosa e resistente. No interior do labirinto ósseo, encontra-se um conjunto de túneis e câmaras com a mesma forma mas mais pequenos, conhecido por labirinto membranoso (Figura 2.13). O labirinto membranoso está preenchido por um líquido claro chamado endolinfa e o espaço entre os labirintos membranoso e ósseo está preenchido por um líquido chamado perilinf.

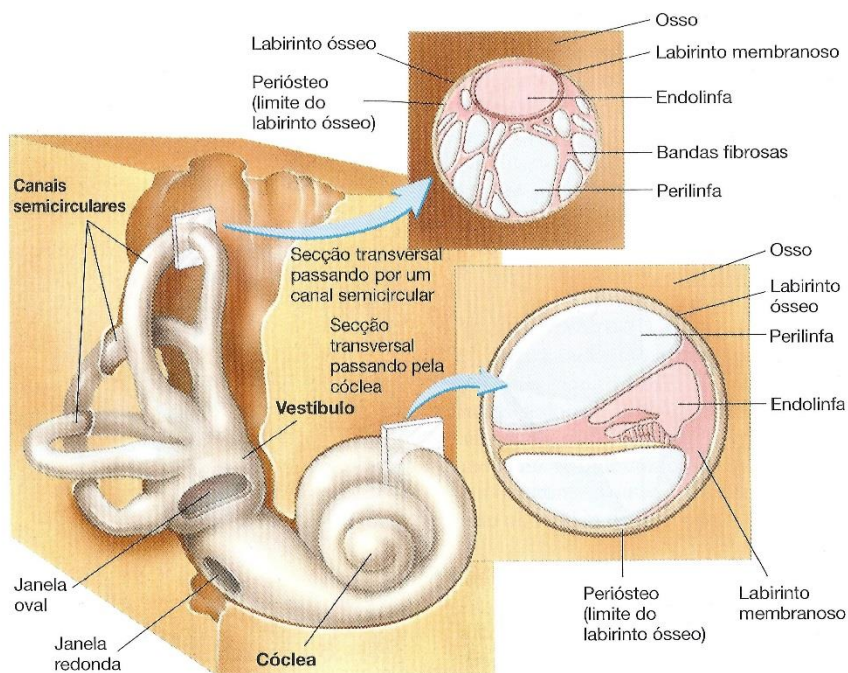


Figura 2.13: Representação do labirinto ósseo e labirinto membranoso [5].

O labirinto ósseo divide-se em três regiões: cóclea, vestíbulo e canais semicirculares. O vestíbulo e os canais semicirculares estão principalmente envolvidos no equilíbrio enquanto a cóclea é responsável pela audição. O labirinto membranoso da cóclea divide-se em três partes: a rampa vestibular, a rampa timpânica e o canal coclear.

A janela oval comunica com o vestíbulo do ouvido interno (Figura 2.14), que por sua vez comunica com uma câmara coclear, a rampa vestibular. A rampa vestibular estende-se da janela oval ao helicotrema (orifício que comunica a rampa vestibular com a timpânica) no ápice da cóclea. Uma segunda câmara coclear, a rampa timpânica, estende-se do helicotrema até à janela redonda, paralelamente à rampa vestibular. A parede do labirinto membranoso que se liga à rampa vestibular designa-se por membrana vestibular (membrana de Reissner) e a sua função é separar os dois líquidos quimicamente diferentes. A parede que reveste a rampa timpânica designa-se por membrana basilar. O espaço entre a membrana vestibular e a membrana basilar designa-se por canal coclear e está preenchido por endolinfa. A membrana basilar é a mais complexa e de muito maior interesse fisiológico no que se refere ao mecanismo da audição. As fibras de colagénio da membrana basilar orientam-se através da membrana entre a lâmina espiral e o ligamento espiral, de certo modo como um piano.

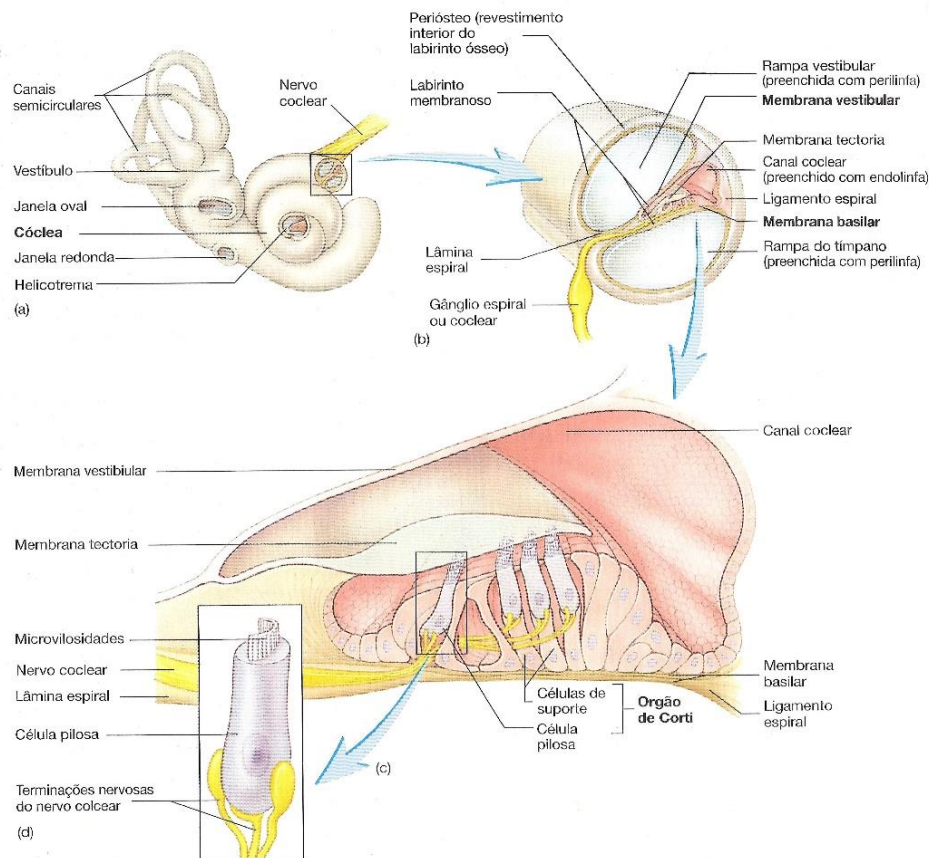


Figura 2.14: (a).Ouvido interno, (b).Secção transversal da cóclea, (c).Secção ampliada do canal coclear e (d) Célula sensorial [5].

O diâmetro das fibras de colagénio na membrana diminui à medida que a membrana basilar se alarga. Por isso, a membrana basilar junto da janela oval é mais curta e rígida e responde a vibrações de alta frequência, enquanto a parte mais próxima do helicotrema é larga e flexível e responde a vibrações de baixa frequência (Figura 2.15). É no canal coclear, a parte mais importante da cóclea, que se encontra o órgão de Corti. Este contém cerca de 13.000 células ciliadas que recebem a energia acústica. É uma estrutura bastante resistente, que bloqueia as ondas sonoras [5, 7, 10].

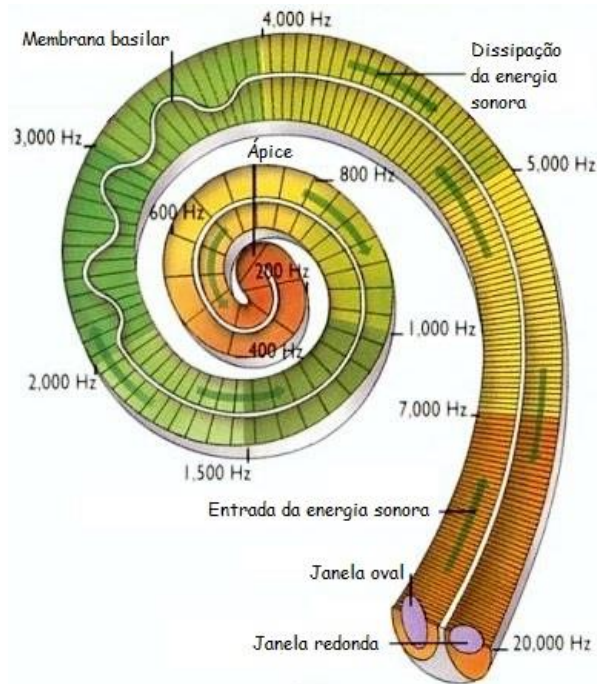


Figura 2.15: Efeitos das ondas sonoras em diversos pontos da membrana basilar.

2.3.2 Vestíbulo

O vestíbulo é uma pequena cavidade posicionada entre a cóclea e os canais semicirculares. É composto por duas vesículas, o utrículo e o sáculo, também chamados de órgãos otolíticos. O utrículo é maior e ocupa a parte superior do vestíbulo, o sáculo ocupa a parte inferior e é menor. Uma pequena região no revestimento do utrículo e do sáculo diferencia-se em órgão sensorial, a mácula. A mácula do utrículo é chamada lápilus, e a do sáculo, rágata. O lápilus fica na superfície inferior do utrículo, quase horizontal e desempenha um papel importante na determinação da orientação da cabeça quando a pessoa está levantada. Sobre a superfície interior do utrículo encontramos os cinco orifícios ampolares e não ampolares dos canais semicirculares membranosos. A rágata está localizada no plano vertical e é importante para o equilíbrio quando a pessoa está deitada. No sáculo existem duas pequenas aberturas: uma na parede posterior, permitindo a comunicação com o utrículo, pelo canal utrículo-sacular e outra na sua parte inferior, que comunica com o canal coclear através do canal de Hensen.

As paredes do utrículo e do sáculo são formadas estruturalmente por três camadas: a externa, a intermédia e a interna. A externa é composta por tecido fibroso, contém vasos sanguíneos. A intermédia fina e transparente forma uma membrana homogénea com numerosas projeções papiliformes. A camada interna é formada por células epiteliais. Na mácula do utrículo e do sáculo, o epitélio é colunar e contém células de suporte e células ciliadas [2, 5, 11].

2.3.3 Canais semicirculares

Os canais semicirculares são três pequenos canais ósseos interconectados, dispostos atrás e acima do vestíbulo, com calibres semelhantes que iniciam e terminam no vestíbulo. Estão colocados em ângulos quase retos uns com os outros, aproximando-se um deles do plano transversal, outro do plano frontal e o último do plano sagital. Esta disposição permite detetar movimento em todas as direções. A base de cada canal semicircular expande-se em ampola. Aqui surgem os órgãos sensoriais, a cúpula. Quando a cabeça se move numa dada direção, a endolinfa (líquido presente na ampola) não se move à mesma velocidade que os canais semicirculares, essa diferença provoca a deslocação da cúpula numa direção oposta à do movimento da cabeça, produzindo um movimento relativo entre a cúpula e a endolinfa [5].

2.4 Efeito das ondas sonoras nas estruturas cocleares

As ondas sonoras provenientes do exterior são captadas pelo ouvido externo, ampliadas pelo ouvido médio e transformadas pelo ouvido interno em impulsos nervosos que viajam até ao cérebro, onde se tornam conscientes (Figura 2.16).

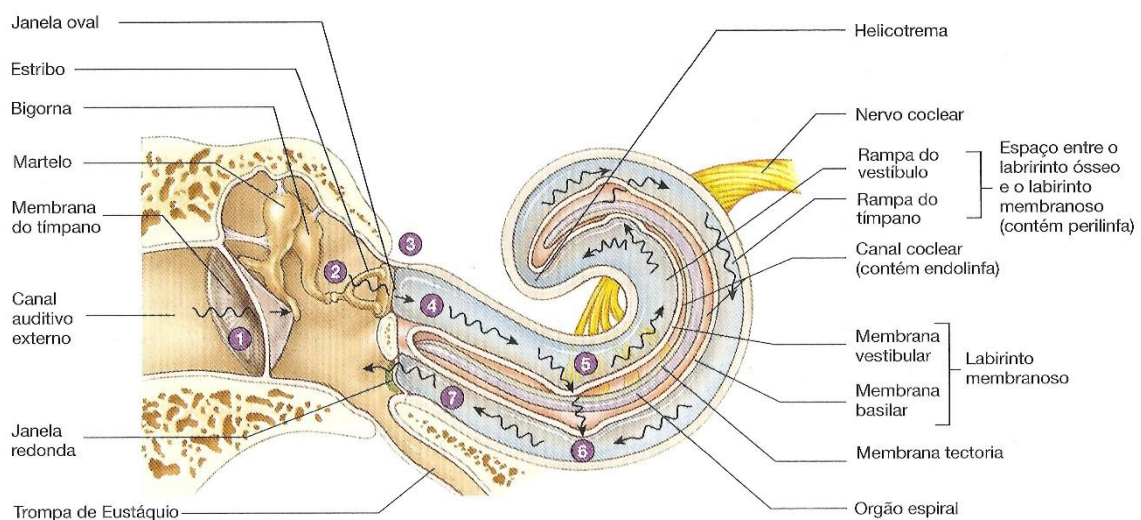


Figura 2.16: Efeito das ondas sonoras nas estruturas cocleares [5].

As várias etapas expostas na Figura 2.16 são:

1. As ondas sonoras incidem na membrana timpânica, fazendo-a vibrar;

2. A vibração da membrana faz vibrar os três ossículos presentes no ouvido médio;
3. A base do estribo vibra na janela oval;
4. A vibração da base do estribo provoca a vibração da perilinfa na rampa vestibular;
5. A vibração da perilinfa provoca deslocação da membrana basilar. As ondas curtas (alta frequência) excitam a membrana basilar perto da janela oval, enquanto as ondas longas (baixa frequência) levam a membrana basilar a vibrar a alguma distância da janela oval. O movimento da membrana basilar é detetado nas células ciliadas do órgão de Corti;
6. As vibrações da perilinfa na rampa vestibular e da endolinfa no canal coclear são transferidas para a perilinfa da rampa timpânica;
7. As vibrações da perilinfa na rampa timpânica são transferidas para a janela redonda, onde são amortecidas.

3. Psicoacústica

3.1 Introdução

Acústica é a ciência que estuda as oscilações e as ondas ocorrentes em meios elásticos, pode ser definida como a geração, transmissão e recepção de energia em forma de ondas na matéria. O som necessita de um meio físico, sólido, líquido ou gasoso, para se propagar. Quando as cordas vocais vibram, ou quando tocamos uma nota musical num instrumento fazemos com que as partículas do ar que nos rodeiam entrem em oscilação. Esta é transmitida, por impacto às partículas mais próximas e assim sucessivamente.

A transmissão do som é portanto efetuada, devido à existência de zonas do ar em que a pressão é maior e de zonas em que essa pressão é menor, correspondendo às zonas em que existe maior e menor densidade de partículas, respetivamente. Essas zonas de pressão estão em constante movimento através do ar e constituem aquilo a que se chama de ondas de pressão. De uma análise da evolução do nível de pressão num dado ponto do caminho percorrido pelo som ao longo do tempo, obtém-se um gráfico do nível de pressão acústica em função do tempo [12].

Consideram-se como principais características do som, a altura, a intensidade e o timbre.

3.2 Física do Som

3.2.1 Frequência

Para processos cíclicos, tais como oscilações, ou ondas, a frequência é definida como um número de ciclos por unidade de tempo. A frequência é geralmente indicada por uma letra f , e a unidade utilizada no sistema SI é ciclos por segundos ou Hertz (Hz). O período, normalmente indicado por T , é o tempo correspondente a um ciclo completo, e é dado pelo inverso da frequência.

$$f = \frac{1}{T} \quad (3.1)$$

O som é constituído por alterações na pressão do ar sob a forma de ondas. As frequências audíveis são limitadas a uma faixa específica de frequências. A faixa de frequências audíveis para o ser humano é tipicamente dada entre 20 Hz e 20 kHz [12].

Até cerca de 256 Hz, consideram-se frequências baixas, entre 256 e 1 kHz, frequências médias e superiores a 1 kHz, frequências altas [2].

Um som puro consiste num som desprovido de harmónicos, é o mais elementar dos sinais e tem uma importância fundamental em acústica e no processamento de sinais em geral. É constituído por uma vibração sinusoidal, composta por uma única frequência. Um som puro é descrito pela equação (3.2).

$$x(t) = x_0 \sin(\omega t + \phi) \quad (3.2)$$

Onde x é a distância a que o corpo se encontra em relação à sua posição de equilíbrio, x_0 é a amplitude da onda, ϕ é o ângulo de fase inicial do movimento, ω é a frequência angular da oscilação e t é o tempo em segundos.

Um som complexo é constituído pelo somatório de dois ou mais sons puros. Cada frequência que constitui um som complexo denomina-se de parcial. O primeiro dos parciais é designado por som fundamental. Se a frequência de um parcial for um múltiplo inteiro da frequência do som fundamental, então denomina-se harmónico, se não for um múltiplo inteiro da frequência do som fundamental, denomina-se de não-harmónico.

Um som constituído apenas por parciais harmónicos diz-se periódico, se pelo menos um dos seus parciais for não-harmónico, o som diz-se aperiódico [2].

3.2.2 *Altura do som*

A altura do som refere-se à forma como o ouvido humano percebe a frequência fundamental dos sons. As baixas frequências são compreendidas como sons graves e as mais altas como sons agudos. A sensação de altura depende essencialmente da zona da membrana basilar que é mais excitada.

A unidade “mel” é usada para quantificar a sensação subjetiva de altura, deriva da palavra melodia. Um som de 1 kHz equivale a 1000 mel. A conversão entre mel e frequência é dada pela equação (3.3).

$$m = 1127,01048 \log_e(1 + f / 700) \quad (3.3)$$

Ou de outra forma,

$$f = 700 (e^{m/1127,01048} - 1) \quad (3.4)$$

Na Figura 3.1 está representada a equação (3.4).

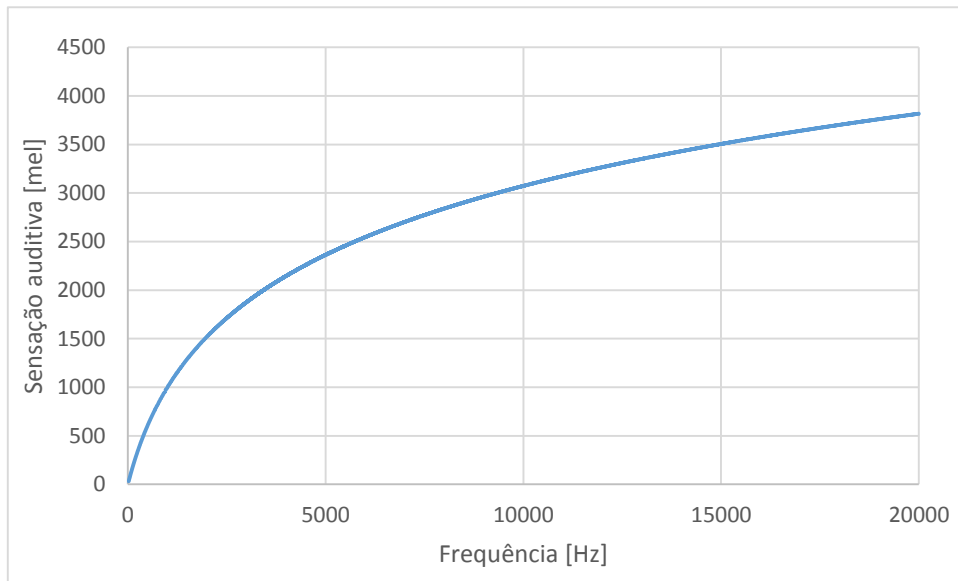


Figura 3.1: Conversão mel – frequência.

3.2.3 *Timbre*

Geralmente os sons que se percebem não são sons puros, mas sim uma combinação de frequências relacionadas harmonicamente, como por exemplo o som produzido por um instrumento musical. O timbre é a característica que distingue sons do mesmo tom e de igual intensidade, emitidos por fontes de natureza diferentes. As diferenças de timbre de dois sons musicais, explicam-se pelo facto de que estes sons não são simples. É difícil encontrar um som realmente simples, contudo existem casos em que se produzem sons puros, como por exemplo o som de um diapasão. A decomposição de um som periódico em serie de Fourier corresponde a uma realidade para o ouvido, uma vez que é capaz de funcionar como um analisador harmónico e ouvir os sons que compõem o sinal completo [13].

3.2.4 *Velocidade das ondas sonoras*

A velocidade de propagação do som depende, das propriedades físicas do meio material através do qual se propaga. Pode mostrar-se que a velocidade do som é dada por,

$$v = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad (3.5)$$

Onde k é a constante característica de cada material, que descreve as suas propriedades elásticas e ρ é a densidade. No caso dos gases e dos líquidos, k , é o módulo volumétrico de elasticidade, normalmente designado por B (do inglês *bulk modulus*).

$$k \rightarrow B = -\Delta p \frac{V}{\Delta V} = -\Delta p \frac{\rho}{\Delta \rho} \quad (3.6)$$

Na expressão (3.6), Δp é a pressão aplicada ao gás, V é o seu volume inicial e ΔV é a variação de volume do gás originada pela aplicação dessa pressão (Figura 3.2). O módulo volumétrico de elasticidade é uma medida das propriedades elásticas das substâncias, sendo tanto maior quanto menos a substância variar o seu volume em resposta à pressão aplicada. Na realidade, B mede diretamente a resistência das substâncias à compressão [14].

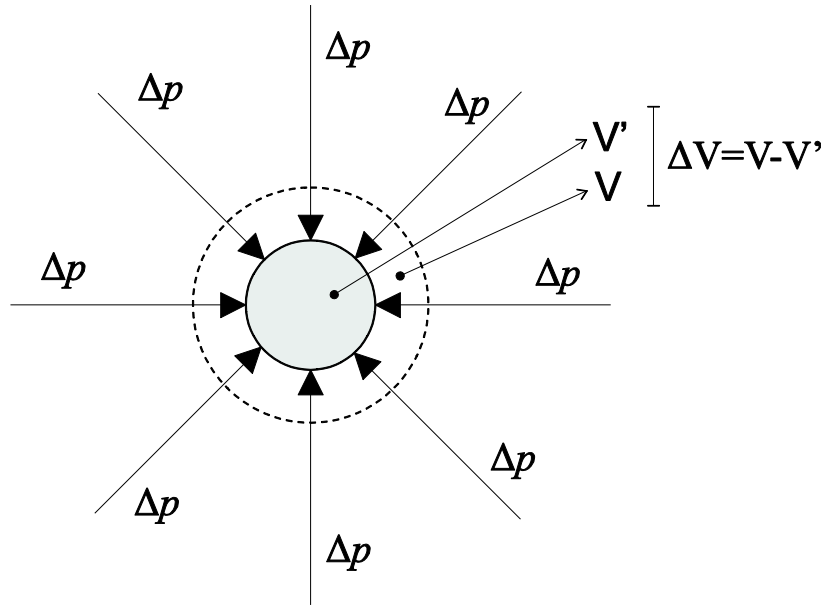


Figura 3.2: Módulo volumétrico.

3.2.5 Potência sonora

A potência sonora define-se como a quantidade de energia emitida por uma fonte, por unidade de tempo. No sistema de unidades SI é expressa em Watts. O valor máximo em qualquer instante de tempo define-se como potência de pico. A potência média tem um valor muito mais pequeno que a potência de pico e depende do intervalo de tempo em que foi realizada a média.

Na Tabela 3.1 estão apresentados os valores típicos de potência acústica, emitida por uma série de fontes sonoras. Os valores publicados são médias obtidas ao longo de um intervalo de tempo. Para muitas destas fontes, o valor de pico pode ser 100 a 1000 vezes superior ao valor médio exposto na Tabela 3.1. Os picos normalmente duram um tempo muito curto, por vezes poucos milissegundos [13].

3.2.6 Nível de potência sonora

O Nível de Potencia Sonora é expresso em dB, e a potência de referência é $W_0 = 10^{-12}$ W (1 pW). Ao contrário do que acontece com a intensidade e a pressão sonora, a potência não

depende do ambiente nem da distância da fonte. O valor da potência não varia, já que refere-se à energia total emitida pela fonte.

O nível de potência sonora é dado pela equação (3.7).

$$L_w = 10 \log \left(\frac{W}{W_0} \right) \quad (dB) \quad (3.7)$$

Na Tabela 3.1 estão apresentados os níveis de potência sonora para diferentes fontes.

Tabela 3.1: Potência e nível de potência sonora gerada por diversas fontes [13]

<i>Fonte</i>	<i>Potência (W)</i>	<i>Nível de potência sonora (dB)</i>
<i>Motor do foguete Saturno</i>	10^7	200
<i>Sala de tornos mecânicos automáticos</i>	10^5	160
<i>Trituradora de pedra</i>	10^4	150
<i>Unidade hidráulica</i>	10^2	130
<i>Compressor</i>	1	110
<i>Rebitadora</i>	10^{-2}	90
<i>Fábrica</i>	10^{-5}	60
<i>Estúdio de televisão</i>	10^{-8}	30
<i>Estúdio de rádio</i>	10^{-9}	20

3.2.7 Intensidade sonora

A intensidade sonora refere-se à percepção da amplitude da onda sonora. A percepção da intensidade pelo ouvido humano não é linear, mas sim logarítmica, isto significa que o ouvido só percebe variações de intensidade como lineares, se as amplitudes variarem exponencialmente.

A percepção da intensidade não é igual para qualquer frequência. O ouvido humano só consegue perceber sons entre aproximadamente 20 Hz e 20 kHz, perto desses limites, a percepção sofre uma atenuação. Na banda de frequências audíveis a audição é mais sensível entre 2 kHz e 5 kHz.

A intensidade I da onda é dada como a potência sonora recebida por unidade de área de uma superfície, e expressa em W/m^2 .

3.2.8 *Nível de intensidade sonora*

O nível de intensidade sonora relaciona a intensidade sonora, I , com um valor de referência I_0 (10^{-12} W/m²) é geralmente dada numa base logarítmica pela equação (3.8).

$$L_I = 10 \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (dB) \quad (3.8)$$

$$L_I = 10 \log \left(\frac{I}{10^{-12}} \right) \quad (dB) \quad (3.9)$$

3.2.9 *Pressão sonora*

Consideremos um ponto do espaço perto de uma fonte sonora, antes de passar uma onda sonora a pressão é igual à pressão atmosférica. Quando a onda passa pelo ponto em observação, procede-se a uma variação da pressão para cima e para baixo da pressão atmosférica.

O campo auditivo humano está compreendido entre uma pressão acústica de 20 μPa (0 dB SPL) e 20 Pa (120 dB SPL) [13].

3.2.10 *Nível de pressão sonora*

O nível de pressão sonora, L_p , é o nível correspondente à pressão provocada pela fonte sonora, medida num determinado ponto. É a medida mais usual quando se fala em amplitude da onda sonora, é expresso em dB e determinado pela equação (3.10).

$$L_p = 20 \log \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (dB) \quad (3.10)$$

Fletcher e Munson, determinaram experimentalmente a relação presente entre o nível de pressão sonora e a frequência, com base num grande número de jovens com idades compreendidas entre os dezoito e vinte e cinco anos, com audição normal [13]. Desta forma foi possível quantificar a sensação de intensidade (*loudness level*) e estabelecer a escala de fones. A resposta do ouvido, através de curvas isófonas, correspondentes ao nível de igual sensação de intensidade para sons puros e está representada na Figura 3.3 [15].

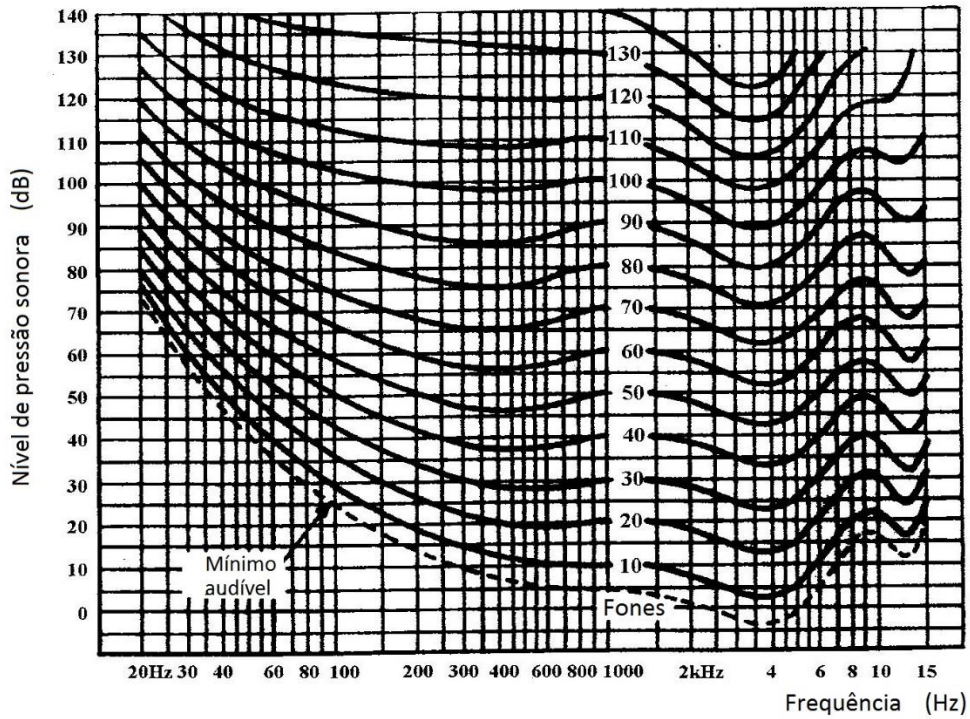


Figura 3.3: Diagrama de Fletcher.

A Figura 3.4 mostra os campos de frequência e de níveis de pressão sonora, em que a maioria dos sons que nos rodeiam estão presentes.

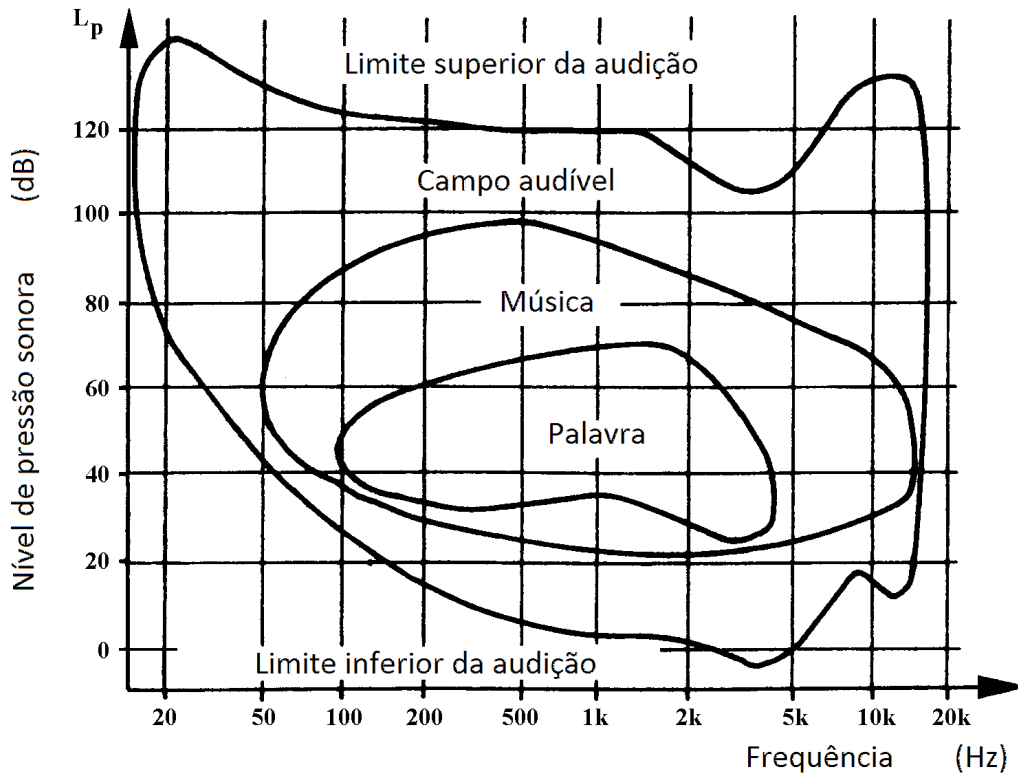


Figura 3.4: Área da audição humana.

3.2.11 Impedância acústica

Todos os sistemas acústicos simples passíveis de ser convertidos em sistemas mecânicos análogos, podem também ser representados sobre a forma de circuitos elétricos em que o movimento do fluido é equivalente à corrente elétrica e a diferença de pressão entre o elemento acústico é a tensão sobre a parte correspondente do circuito elétrico.

A impedância acústica, Z , de um fluido agindo sobre uma superfície de área, S , é o quociente entre a pressão acústica complexa na superfície dividida pela velocidade volumétrica complexa na superfície. A unidade SI da impedância acústica é $Pa \cdot s/m^3$ [13].

$$Z = \frac{p}{U} \quad (3.11)$$

3.2.12 Impedância acústica específica

A impedância acústica específica é a razão entre a pressão acústica e a velocidade da partícula associada a um meio.

$$z = \frac{p}{v} \quad (3.12)$$

Para ondas planas a impedância acústica específica é dada pela equação (3.13).

$$z = \pm \rho c \quad (3.13)$$

É uma propriedade característica do meio e do tipo de onda que se está a propagar. É útil em cálculos que envolvem a transmissão de ondas acústicas de um meio para outro. A unidade SI da impedância acústica específica é $Pa \cdot s/m$. O produto ρc tem mais importância como propriedade acústica, que ρ ou c individualmente. Embora a impedância acústica específica do meio é uma quantidade real para ondas planas progressivas, isso não é verdade para ondas planas ou divergentes. Em geral, z será complexo e dado pela equação (3.14).

$$z = r + jx \quad (3.14)$$

Onde r é a resistência acústica específica e x a reactância acústica específica do meio [12].

3.3 Graus e tipos de surdez

O ouvido humano é o órgão responsável pela audição e equilíbrio. A deficiência auditiva, também denominada hipoacusia ou surdez corresponde à perda parcial ou total da audição. A hipoacusia pode-se classificar nos seguintes critérios, a intensidade da perda auditiva, a localização da lesão responsável pela perda auditiva e o momento cronológico em que surgiu.

A perda auditiva de origem genética pode ser congénita (presente ao nascimento) ou hereditária (problemas manifestam-se na vida adulta) [16].

A surdez pode ser parcial ou total, temporária ou permanente.

3.3.1 Graus de surdez

A deficiência auditiva é a perda de percepção dos sons, o que dificulta assim a compreensão das palavras. A perda tonal média é a média dos valores, obtidos em dB, nas frequências de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, e 4 kHz. Toda a frequência não percebida é referida como 120 dB de perda auditiva. Considera-se que até 20 dB, a audição é normal.

Segundo o BIAP (Bureau International d'Audiophonologie), a deficiência auditiva pode classificar-se em surdez ligeira, surdez média, surdez severa, surdez profunda ou surdez total (Tabela 3.2).

Tabela 3.2: Grau de surdez (Adaptado de [17])

Grau de surdez	Perda auditiva média (dB)	Características
Ligeira	21 dB - 40 dB	A fala com voz normal é percebida, mas a fala com voz baixa é percebida com dificuldade.
Média	Grau I – perda entre 41 dB e 55 dB	A fala é percebida com a voz mais alta. A pessoa compreende melhor se estiver de frente para o emissor.
	Grau II – perda entre 56 dB e 70 dB.	
Severa	Grau I – perda entre 71 dB e 80 dB	Percebe a fala se for com voz alta e próxima do ouvido. Apenas ruídos fortes são percebidos
	Grau II – perda entre 81 dB e 90 dB.	
Profunda	Grau I – perda entre 91 dB e 100 dB	A fala não é percebida. Apenas ruídos muito altos são percebidos.
	Grau II – perda entre 101 dB e 110 dB	
	Grau III – perda entre 111 dB e 119 dB	
Total	120 dB	Nenhum som é identificado.

3.3.2 Tipos de surdez

A localização da lesão que origina a perda auditiva pode ser do tipo condutiva (Figura 3.5) se esta ocorre no ouvido externo e/ou médio, afetando a parte mecânica do ouvido. Os casos que provocam este tipo de perda auditiva são fundamentalmente: o cerúmen e corpos estranhos no canal auditivo externo, otite externa, otites médias, obstrução da trompa de Eustáquio, perfuração timpânica, timpanosclerose (a membrana timpânica e a cadeia ossicular enrijecem),

agenesia do pavilhão auricular, atresia do canal auditivo externo (ausência ou fechamento do canal), quistos e tumores (benignos ou malignos) e otosclerose. Normalmente uma hipoacusia de condução é do tipo moderado, e não há patologia associada ao ouvido interno. Muitas das causas que originam hipoacusia de condução têm tratamento farmacológico ou cirúrgico.

A perda auditiva neurosensorial (Figura 3.5) está relacionada com problemas ao nível do ouvido interno e o nervo auditivo. Geralmente a alteração ocorre na cóclea e, em grande parte das vezes, porque as células ciliadas não funcionam adequadamente. As patologias associadas a este tipo de perda auditiva são: presbiacusia, traumatismo acústico, doença de Ménière, otosclerose coclear, doenças provocadas por ototóxicos, infeções bacterianas e víricas, surdez congénita, tumores benignos e surdez cortical [2].

A perda mista (Figura 3.5) ocorre quando existe uma patologia no ouvido externo e/ou ouvido médio e também no ouvido interno.

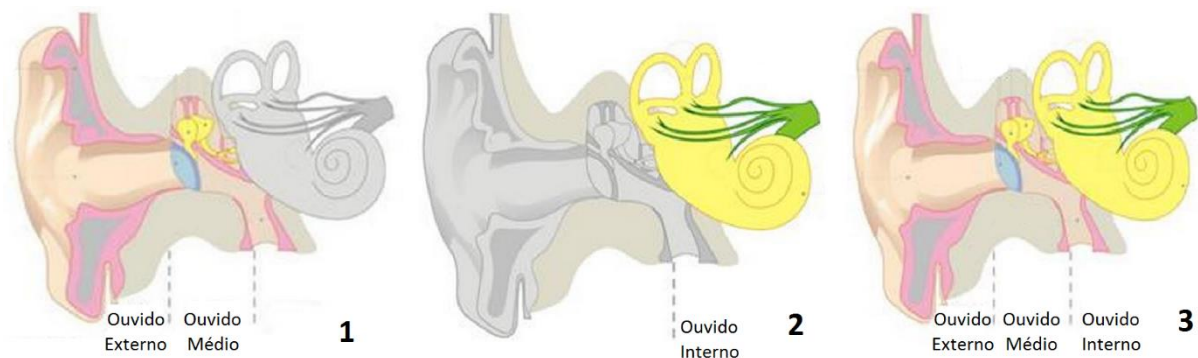


Figura 3.5: Tipos de perda auditiva, 1.Condução, 2.Neurosensorial, 3.Mista.

3.4 Algumas disfunções auditivas

3.4.1 Otosclerose

A otosclerose é uma doença óssea metabólica que afeta os ossos do ouvido humano. A otosclerose leva a uma perda auditiva progressiva, geralmente do tipo condutiva. Vulgarmente surge em mulheres com vinte a trinta anos de idade. A etiologia da otosclerose ainda não é bem conhecida. Existem muitas teorias, incluindo a hereditariedade (genética), infeção (bacteriana ou viral), trauma, e anormalidades metabólicas. Cinquenta por cento das pessoas com otosclerose têm um familiar com a doença [18, 19].

Há dois estágios na evolução desta doença. A fase inicial da otosclerose é caracterizada por um aumento no número e tamanho dos vasos sanguíneos e por um processo de reabsorção e contínua remodelação óssea. Mais tarde no decurso da doença, ocorre endurecimento ósseo e estreitamento dos vasos sanguíneos. A perda auditiva otosclerótica afeta normalmente o estribo.

Desta maneira a ligação anular é afetada e a base do estribo deixa de se poder mover normalmente. Quando isto acontece, a onda acústica não se propaga da forma habitual e a estimulação das células ciliadas da cóclea não se processa de forma adequada. Como consequência, a informação nervosa que atinge o centro auditivo do córtex temporal é menor e, em virtude disso, a audição diminui [2, 18, 20].

A otosclerose é uma doença benigna. Desta forma, enquanto a perda de audição é suave e não interfere com a vida social ou profissional do utente, não se efetua tratamento. Quando a perda auditiva começa a comprometer a qualidade de vida, uma intervenção é desejável. O tratamento mais seguro para a perda auditiva associada à otosclerose é a utilização de um aparelho auditivo. Não há riscos associados ao uso destes dispositivos. Em alguns casos, o uso de aparelhos auditivos pode levar a infeções no ouvido externo. Por estas razões, muitas pessoas optam por correção cirúrgica. A correção cirúrgica da perda auditiva condutiva causada pela otosclerose remonta ao início dos anos 1900.

A época moderna da cirurgia do estribo começou em 1956, quando John Shea descreveu a cirurgia de estapedectomia, que envolve a remoção do estribo fixo e a colocação de uma prótese de teflon [21]. Este procedimento, com algumas alterações, continua a ser a operação de escolha para utentes com otosclerose nos dias de hoje. Uma cirurgia de estapedectomia bem-sucedida resulta numa audição normal para o paciente. No entanto, a cirurgia tem riscos e o sucesso não é garantido.

Embora haja variações entre cirurgiões quanto à técnica exata, a cirurgia da estapedectomia é realizada sob anestesia local ou geral (Figura 3.6). Entrando através do canal auditivo externo com um microscópio com ampliação de 10x a 20x, e levantando o tímpano, o cirurgião consegue ver o estribo, e estabelecer que foi fixo por otosclerose. Alguns cirurgiões fazem um pequeno orifício na base do estribo (platina), outros removem parte ou a totalidade da platina do estribo. Cada técnica tem as suas vantagens e desvantagens. Existem muitos tipos de próteses utilizadas para substituir o estribo (por exemplo: titânio, teflon). O fator mais importante é a experiência do cirurgião [18].

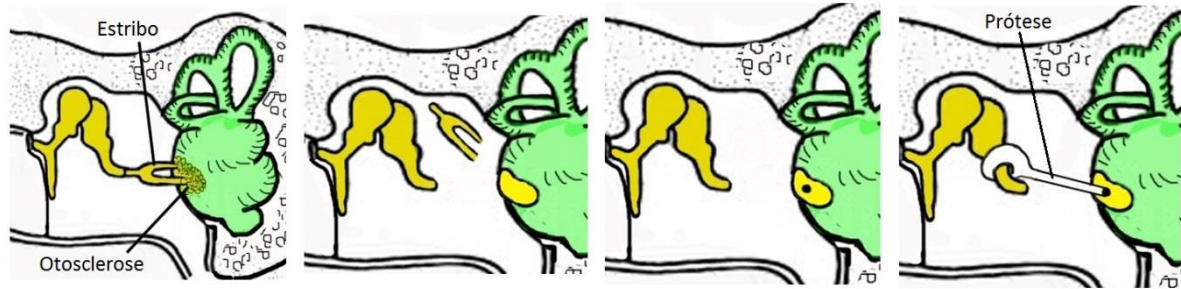


Figura 3.6: Procedimento da cirurgia da estapedectomia.

A estapedectomia tem riscos, entre os quais:

- Não há garantia de sucesso operatório.
- O zumbido é reduzido ou eliminado caso esteja presente antes da cirurgia, e o resultado seja satisfatório. Embora seja raro, mesmo com um bom resultado auditivo, o zumbido pode ficar mais alto ou aparecer pela primeira vez. Não há tratamento farmacológico ou cirúrgico para o zumbido o que pode ser um problema incomodativo.
- Tonturas ocorrem frequentemente durante ou logo após a cirurgia. Isto porque a parte responsável pelo equilíbrio presente no ouvido interno torna-se temporariamente irritada. Esta vertigem geralmente desaparece durante os primeiros dias após a cirurgia, mas em casos raros, pode ser um problema persistente.
- O nervo facial que atravessa a caixa timpânica é sempre identificado durante a operação e qualquer lesão deve ser evitável. Se o nervo está numa posição incomum, a maioria dos cirurgiões abortam o procedimento, em vez de correr o risco de o lesionar.
- O nervo corda do tímpano atravessa também o ouvido médio e é responsável pelo paladar, transporta a informação nervosa dos dois terços anteriores da língua, do lado onde a cirurgia é realizada. Este nervo é sempre manuseado durante a cirurgia. Alguns pacientes queixam-se de um gosto estranho na sua boca por várias semanas após a cirurgia, mas é raro isso não se resolver.

3.4.2 Otite média

Otite média é uma inflamação persistente da mucosa do ouvido médio. É uma das doenças mais comuns durante a infância, afeta sobretudo crianças até aos sete anos e pode estar na origem da perda auditiva.

A presença de fluido no ouvido médio é uma das causas da perda auditiva de condução. Embora a intensidade da perda auditiva de condução dependa da quantidade de fluido presente no ouvido médio, a perda geralmente varia de 25 a 30 dB em toda a banda de frequências [22, 23].

O fluido pode ser: seroso (líquido fino e aquoso), mucoso (líquido espesso viscoso, mucóide), purulentos (pus), e mucopurulento (combinação do mucoso e purulento) [7].

Várias opiniões têm sido propostas para explicar a perda auditiva associada à presença de fluido no ouvido médio. A massa de fluido presente na cavidade timpânica provoca um aumento da rigidez no movimento normal da membrana timpânica, reduzindo assim o movimento ossicular para uma determinada pressão sonora.

3.4.3 Presbiacusia

A perda auditiva relacionada com o envelhecimento é um fenômeno com alta prevalência na população idosa, podendo conduzir a uma série de dificuldades na comunicação oral, bem como, muito frequentemente, na relação familiar e social. É um processo degenerativo das células sensoriais presentes na cóclea e das fibras nervosas que enviam a informação nervosa ao cérebro [2].

As frequências altas são as que sofrem mais perda de intensidade, deste modo à medida que a idade aumenta, também aumenta a perda da sensibilidade, principalmente nessas frequências.

Todo o funcionamento auditivo que envolve não só o "ouvir", mas a compreensão do que é "ouvido", fica comprometido, requerendo atenção especial dos profissionais envolvidos com a audiologia e o envelhecimento [24].

3.4.4 Timpanosclerose

É Zollner (1956) quem introduz o termo de timpanosclerose. Em 1974, Tos define esta patologia como um processo irreversível, resultado de uma infecção crônica [25]. O processo inflamatório induz uma fibrose da camada mais profunda que reveste a membrana timpânica, ou qualquer outro local do ouvido médio que possa sofrer degenerações hialinas.

Efetuando-se um exame de otoscopia observam-se placas hialinas, esbranquiçadas, com aparência de casca de ovo na membrana timpânica podendo esta se encontrar perfurada ou não. As placas podem ser pequenas e numerosas ou únicas e grandes.

Frequentemente ocasionam perdas auditivas, podendo ser responsáveis por perdas severas de caráter condutivo quando se estendem à cadeia ossicular, causando fixações do martelo e da bigorna, podendo ainda atingir os tendões dos músculos tensor do tímpano e estapédio.

Nada consegue eliminar as placas de timpanosclerose, e a indicação cirúrgica deve limitar-se ao encerramento das perfurações timpânicas, pois os resultados funcionais são, em regra pobres [25].

3.4.5 Perfurações timpânicas

As perfurações traumáticas (Figura 3.7) resultam da agressão direta da membrana timpânica por um objeto cortante, situam-se em regra nos quadrantes posteriores, com maior frequência no póstero-superior e são de maiores ou menores dimensões, de acordo com a violência da agressão e o objeto utilizado. É a própria anatomia do canal auditivo externo que condiciona o local da perfuração, sendo o quadrante póstero-superior o que se encontra mais exposto.

Deve-se ter ainda em atenção as relações topográficas com a cadeia ossicular, nomeadamente com a longa apófise da bigorna e a articulação incudoestapédica, que poderão ser lesadas. Estes traumatismos podem então provocar, para além de uma interrupção ossicular, um choque labiríntico [25].

Uma pequena perfuração pode fechar-se em algumas semanas. Perfurações de maiores dimensões podem necessitar de cirurgia reconstrutiva da membrana timpânica. Perante uma perfuração traumática deve ser evitada a entrada de água no canal auditivo externo, a proteção é feita com algodão embebido numa solução oleosa ou com tampões especiais.



Figura 3.7: Perfuração traumática situada no quadrante póstero-superior, resultado da agressão de um objeto introduzido no canal auditivo externo [25].

4. Dinâmica e Vibrações

4.1 Introdução

A estática é a ciência que estuda os princípios da composição das forças e as condições de equilíbrio dos corpos materiais submetidos à ação de forças e/ou momentos. O conhecimento destas condições permite estudar a estabilidade das estruturas. A análise estática, na prática, só é válida e aplicável quando as velocidades são constantes ou as acelerações são muito pequenas.

A cinemática por outro lado é a área da mecânica que se ocupa das leis do movimento dos corpos, independentemente das causas que o provocam. Neste tipo de análise apenas se estudam os aspetos puramente geométricos do movimento, não sendo considerados os esforços envolvidos neste processo. Caracterizar cinematicamente um mecanismo ou formular a lei do movimento de um corpo, é estabelecer, para cada instante, a posição, a velocidade e a aceleração, em relação a um referencial previamente escolhido.

A dinâmica é a ciência que estuda a relação entre o movimento dos corpos e as ações/causas que o provocaram. Ao contrário da cinemática, na dinâmica, ao estudar-se o movimento dos corpos, consideram-se não só os esforços que acum sobre eles, mas também a sua inércia. A dinâmica permite prever o movimento causado por determinadas ações ou vice-versa.

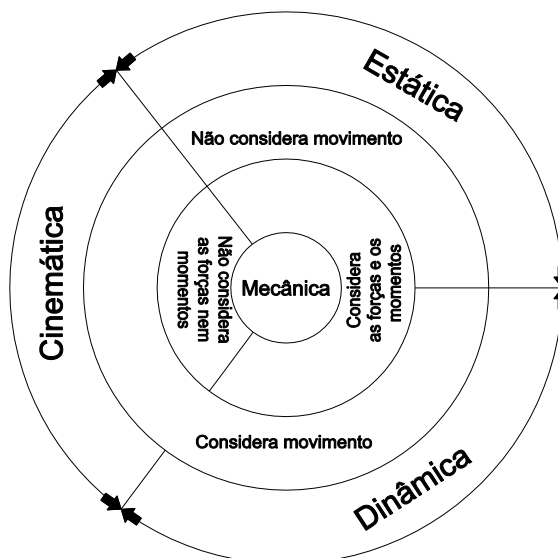


Figura 4.1: Classificação da mecânica.

No cotidiano são várias as atividades humanas que envolvem fenômenos vibratórios sob diferentes formas (audição, locução, visão, respiração, locomoção). A vibração faz parte da vida de todos os dias e cada um tem uma ideia da noção de vibração. A vibração pode ser útil (por exemplo: relógio, escova de dentes), agradável (por exemplo: instrumento de música, massagem), desagradável (por exemplo: ruído, ‘sacudidela’ num meio de transporte), ou então fatigante (por exemplo: martelo de percussão, motosserra).

O aparecimento de vibrações conduz, na maioria dos casos, a efeitos indesejáveis tais como amplitudes de movimento que excedem as previstas no projeto e que podem afetar o bom desempenho do equipamento. Atingirem-se as frequências em que a máquina ou estrutura entre em ressonância, dá origem a elevadas deformações ou tensões que possam levar à sua rotura, situações de instabilidade dinâmica que podem inclusivamente provocar colapso, forças exageradas transmitidas aos apoios, transmissão de vibrações a outros equipamentos próximos, desgaste prematuro de componentes, manutenção frequente e onerosa dos equipamentos, fadiga de componentes e desconforto humano [26].

4.2 Sistema Vibratório

Vibração pode definir-se como sendo um movimento alternado relativamente a uma posição de referência ou de equilíbrio.

Um sistema vibratório é composto normalmente, por um componente com capacidade de armazenar energia potencial (elemento elástico), um componente para armazenar energia cinética (massa ou inércia) e um componente para dissipar energia (amortecedor). O movimento vibratório de um sistema envolve a transferência da sua energia potencial em energia cinética e da energia cinética em energia potencial, alternadamente. Caso o sistema seja amortecido, uma certa quantidade de energia é dissipada em cada ciclo de vibração e o sistema tem de ser alimentado por uma fonte externa para manter uma vibração estacionária.

Os elementos constituintes de um sistema vibratório discreto são de três tipos diferentes, e relacionam forças com deslocamentos, velocidades e acelerações, respetivamente.

4.2.1 Elemento mola

O elemento mola é o elemento mais comum, relaciona as forças com deslocamentos. O elemento mola é normalmente desprovido de massa de modo que, uma força F_k atuante numa das extremidades, tem de ser equilibrada por uma força atuante na outra extremidade de grandeza idêntica e de sinal oposto. Quando aplicado uma força F_k , a mola sofre uma alongação, δ , igual à diferença entre os deslocamentos x_2 e x_1 das extremidades (Figura 4.2).

A força é proporcional à elongação e a constante de proporcionalidade é o declive k (Figura 4.2). A relação entre a força desenvolvida pela mola e a elongação para uma mola linear elástica é dada pela equação (4.1).

$$F_k = k (x_2 - x_1) \quad (4.1)$$

A constante k é designada por constante da mola ou constante de rigidez. A força F_k , é a força elástica designada por força de restituição elástica, quando a mola se encontra no estado deformada então, F_k é a força necessária para que a mola retorne ao estado não deformada. A unidade SI da constante de rigidez, k , é o Newton por metro, N/m.

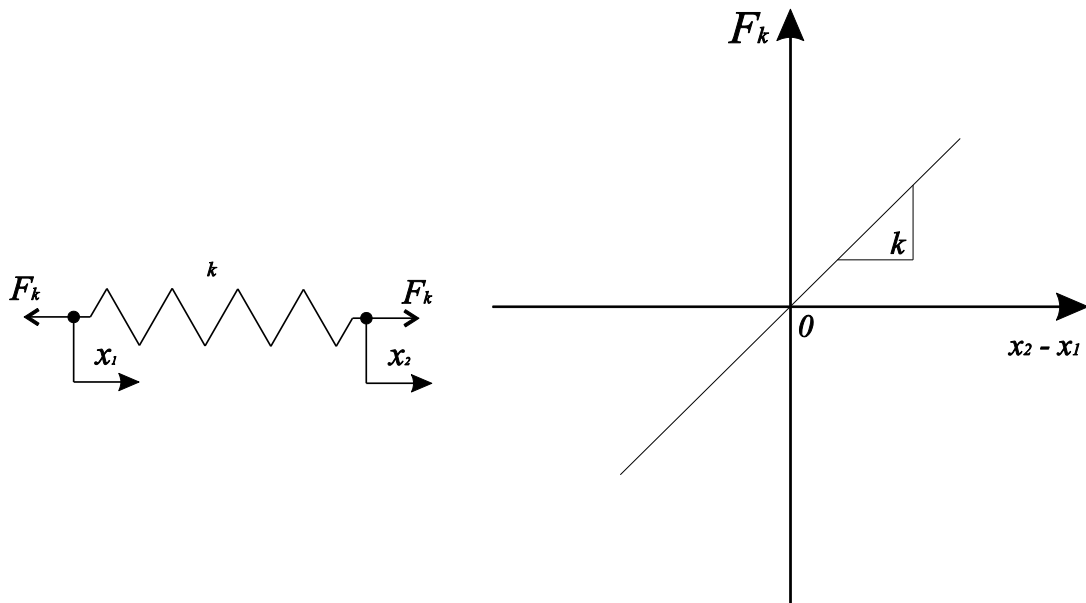


Figura 4.2: Mola linear elástica.

4.2.2 Elemento amortecedor

O elemento amortecedor de um sistema relaciona as forças com velocidades, é considerado sem massa, de modo que a força F_c numa extremidade tem que ser equilibrada por uma força correspondente, igual e de sentido oposto, na outra extremidade do amortecedor. A curva F_c versus $(\dot{x}_2 - \dot{x}_1)$ de um amortecedor viscoso, é aproximadamente linear (Figura 4.3). A expressão (4.2) mostra a relação entre a força F_c desenvolvida pelo amortecedor viscoso e a velocidade relativa $(\dot{x}_2 - \dot{x}_1)$ entre as extremidades do amortecedor.

$$F_c = c (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) \quad (4.2)$$

Na equação (4.2) c é a constante de proporcionalidade, que representa o declive da curva F_c versus $(\dot{x}_2 - \dot{x}_1)$, designada por coeficiente de amortecimento viscoso. A unidade do coeficiente de amortecimento viscoso, c , é Newton segundo por metro, Ns/m.

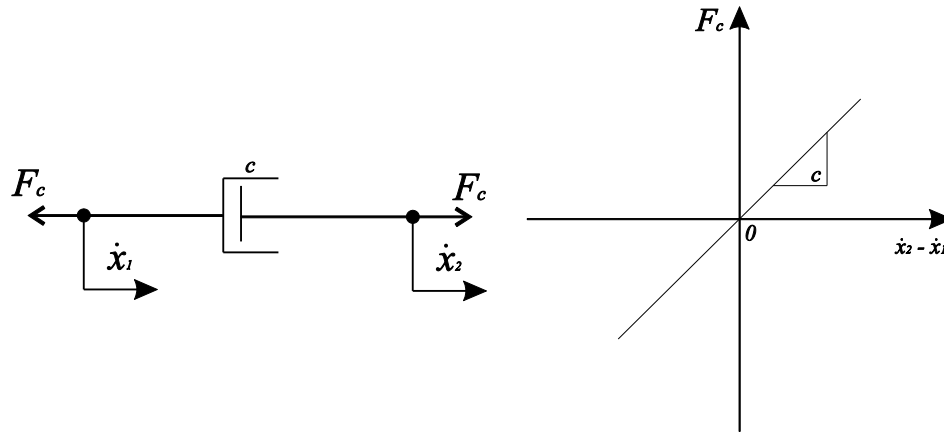


Figura 4.3: Amortecedor viscoso.

4.2.3 Elemento de massa

Num sistema vibratório discreto o elemento que relaciona forças com acelerações é a massa discreta. A partir da 2ª lei de Newton do movimento, sabe-se que a relação entre a força F_m aplicada à massa m e a aceleração \ddot{x} , referida a um referencial de inércia é dada pela equação (4.3).

$$F_m = m\ddot{x} \quad (4.3)$$

A massa m é a constante de proporcionalidade, e a unidade SI é o kg.

Os elementos constituintes do sistema vibratório foram apresentados com base no movimento de translação, no entanto, existe uma completa analogia entre os sistemas em vibração de translação e de rotação.

4.3 Grau de liberdade

O grau de liberdade define-se como sendo uma coordenada independente necessária para determinar a posição de um componente do sistema vibratório em qualquer instante. O número mínimo de coordenadas independentes necessárias para determinar a posição de todos os componentes do sistema em qualquer instante, é o número de graus de liberdade [26].

4.4 Classificação da vibração

A vibração pode ser classificada segundo muitas perspetivas, uma forma de classificar está representada na Figura 4.4.

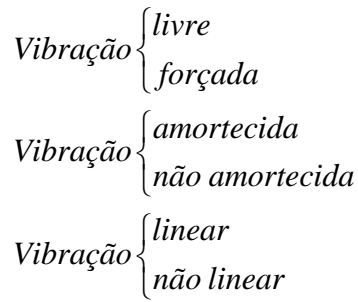


Figura 4.4: Classificação da vibração.

4.5 Classificação da excitação

A excitação da vibração de um sistema pode ser causada por forças dinâmicas atuantes sobre o sistema ou então por deslocamentos impostos ao sistema. A excitação é classificada com base na variação ao longo do tempo da perturbação aplicada (Figura 4.6). Quando o valor ou grandeza da perturbação é conhecida em todo o instante de tempo então, a excitação designa-se por determinística. Exemplos de situações não-determinísticas são, o caso do vento, ou movimentos do solo durante um sismo. Para uma excitação aleatória, a resposta pode ser descrita apenas em termos de parâmetros estatísticos [26].

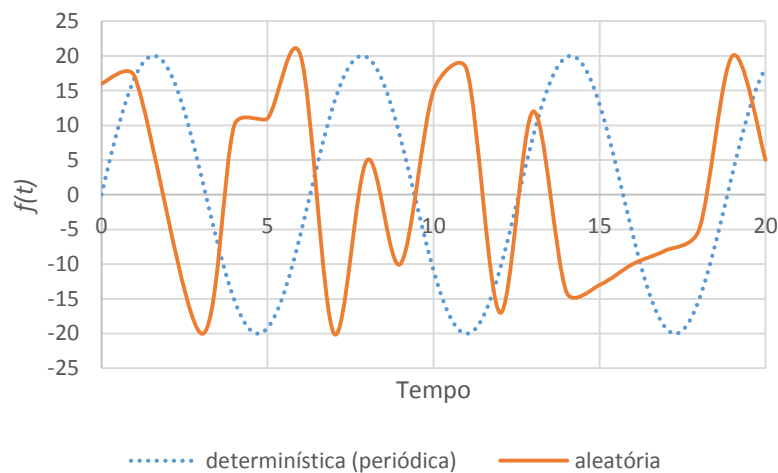


Figura 4.5: Excitação determinística e aleatória.

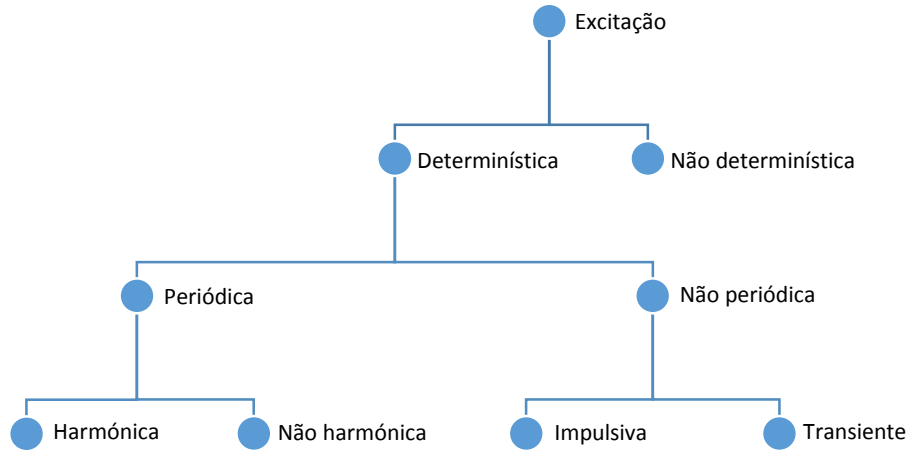


Figura 4.6: Classificação da excitação.

4.6 Sistema com n graus de liberdade

4.6.1 Equações do movimento para regime livre ou natural

Em regime livre ou natural, a excitação externa é nula, $f(t) = 0$, pelo que as equações do movimento escrevem-se,

$$[m]\{\ddot{x}(t)\} + [k]\{x(t)\} = \{0\} \quad (4.4)$$

Em regime livre ou natural as equações de movimento constituem um sistema de equações diferenciais ordinárias homogéneas. Para caracterizar o movimento de resposta em regime livre é necessário resolver o sistema de equações diferenciais homogéneas. Para isso, admite-se a seguinte hipótese: “As massas m_i $i = 1, \dots, n$ efetuam um movimento harmónico síncrono com a frequência ω ”. Assim a solução para $x(t)$ é dada por,

$$\{x(t)\} = \{u\} \cos(\omega t - \phi) \quad (4.5)$$

Onde as componentes do vetor $\{u\}$, representam as amplitudes do movimento para $x_i(t)$ $i = 1, \dots, n$. Substituindo (4.5) em (4.4), obtém-se,

$$[-\omega^2 [m] + [k]]\{u\} \cos(\omega t - \phi) = \{0\} \quad (4.6)$$

A solução arbitrada deve verificar as equações de movimento para todo e qualquer instante de t com $\cos(\omega t - \phi)$ diferente de zero, desta forma, o vetor de incógnitas $\{u\}$, deve verificar o sistema de equações algébricas homogéneas seguinte,

$$[[k] - \omega^2 [m]]\{u\} = \{0\} \quad (4.7)$$

As amplitudes $\{u\}$ do movimento harmónico síncrono de $x_i(t)$ $i = 1, \dots, n$ são assim verificadas pela solução do sistema homogéneo (4.7) que é verificado pela solução trivial $\{u\} = \{0\}$, o que corresponde à posição de equilíbrio estático do sistema e à ausência de vibração.

4.6.2 Problema característico

O determinante da matriz dos coeficientes do sistema homogéneo (4.7) tem de ser nulo, para que haja soluções não triviais do vetor $\{u\}$ de amplitudes.

$$\Delta(\omega) = [k] - \omega^2 [m] = 0 \quad (4.8)$$

O determinante (4.8) designa-se por determinante característico e conduz a uma equação polinomial de grau n em ω^2 , designada por equação característica. As raízes, ω_i^2 $i = 1, \dots, n$, valores particulares de ω^2 , para os quais o sistema homogéneo (4.7) admite soluções não nulas para o vetor $\{u\}$, designam-se por valores característicos e representam as frequências naturais de vibração do sistema. Um sistema com n graus de liberdade, o sistema homogéneo (4.7) admite n soluções não nulas para $\{u\}$, correspondentes às n frequências naturais ω_i $i = 1, \dots, n$ com $\omega_1 < \omega_2 < \dots < \omega_i < \dots < \omega_n$.

Introduzindo no sistema homogéneo (4.7) $\omega^2 = \omega_i^2$ $i = 1, \dots, n$, obtêm-se os vetores amplitudes $\{u\}_i$ $i = 1, \dots, n$.

$$[[k] - \omega_i^2 [m]] \{u\}_i = \{0\} \quad i = 1, \dots, n \quad (4.9)$$

Como a solução de um sistema homogéneo é definida a menos de uma constante, isto é, se o vetor $\{u\}_i$ $i = 1, \dots, n$ é solução do sistema homogéneo, então o vetor $\alpha \{u\}_i$ é também solução, sendo α uma constante. Apenas os rácios entre as componentes do vetor solução são únicas.

Os modos naturais de vibração (frequências e formas naturais) constituem uma propriedade intrínseca do sistema e são únicos para um dado sistema.

4.6.3 Equações de movimento para regime forçado

As equações diferenciais de movimento do sistema discreto com n graus de liberdade, formam um sistema de n equações diferenciais ordinárias de 2ª ordem na variável tempo. As n equações diferenciais apresentam-se acopladas, ou seja, constituem um sistema de n equações diferenciais devido ao fato de o movimento da massa m_i , influenciar o movimento da massa m_j e vice-versa. As equações diferenciais de movimento escrevem-se, em notação matricial (equação (4.10)).

$$[m] \{\ddot{x}(t)\} + [c] \{\dot{x}(t)\} + [k] \{x(t)\} = \{f(t)\} \quad (4.10)$$

Onde $[m]$, $[c]$ e $[k]$ representam, respetivamente, as matrizes de massa, de amortecimento e rigidez do sistema. As matrizes $[m]$, $[c]$ e $[k]$ são simétricas.

$$[m] = [m]^T \quad [c] = [c]^T \quad [k] = [k]^T \quad (4.11)$$

4.6.4 Resposta a uma solicitação harmónica

Para uma solicitação harmónica síncrona de frequência ω , as equações de movimento são dadas pela equação (4.12).

$$[m]\{\ddot{x}(t)\} + [c]\{\dot{x}(t)\} + [k]\{x(t)\} = \{F\} e^{j\omega t} \quad (4.12)$$

Admitindo uma resposta em regime permanente do tipo,

$$\{x(t)\} = \{X(\omega)\} e^{j\omega t} \quad (4.13)$$

Em geral as componentes do vetor $\{X(\omega)\}$ são complexas, representam a amplitude e a fase do movimento estacionário de resposta para cada grau de liberdade, e dependem da frequência de excitação, ω , e dos parâmetros do sistema. Com efeito, introduzindo a resposta estacionária (4.13) e as respetivas derivadas no sistema de equações diferenciais de movimento, obtém-se o sistema de equações algébricas (4.14).

$$[-\omega^2 [m] + j\omega [c] + [k]]\{X(\omega)\} = \{F\} \quad (4.14)$$

Cuja solução é o vetor $\{X(\omega)\}$. Estabelecendo as funções de impedância $z_{rs}(\omega)$ $r, s = 1, 2, \dots, n$ da seguinte forma,

$$z_{rs}(\omega) = -\omega^2 m_{rs} + j\omega c_{rs} + k_{rs} \quad r, s = 1, 2, \dots, n \quad (4.15)$$

Desta forma, o sistema de equações algébricas pode escrever-se,

$$[Z(\omega)]\{X(\omega)\} = \{F\} \quad (4.16)$$

Onde a matriz $[Z(\omega)]$ é designada por matriz impedância ou matriz rigidez dinâmica do sistema. Pré-multiplicando a equação (4.16) em ambos os membros pela matriz inversa da matriz impedância, $[Z(\omega)]^{-1}$, determina-se o vetor amplitudes $\{X(\omega)\}$.

$$\{X(\omega)\} = [Z(\omega)]^{-1} \{F\} \quad (4.17)$$

Para um sistema não amortecido, o determinante da matriz impedância é nulo para frequências iguais às frequências naturais do sistema. Desta forma, para frequências de excitação idênticas às frequências naturais, o valor das amplitudes $X_i(\omega)$ $i = 1, \dots, n$ tendem para infinito. As componentes $X_i(\omega)$ $i = 1, \dots, n$ do vetor $\{X(\omega)\}$, são normalmente quantidades complexas,

cujo módulo representa a amplitude de resposta estacionária e cujo argumento representa o desfasamento entre a excitação e a resposta.

4.6.5 Regime forçado amortecido – análise modal

4.6.5.1 Normalização dos vetores modais

Como já foi referido, os vetores modais são definidos a menos de uma constante. Um procedimento de normalização transforma um vetor modal num vetor modal único sem que a forma natural seja alterada.

A normalização dos vetores modais para massas modais unitárias revela-se particularmente interessante, consiste na normalização dos vetores modais de modo a que se verifique a seguinte condição,

$$\{\phi\}_i^T [m] \{\phi\}_i = 1 \quad i = 1, \dots, n \quad (4.18)$$

Onde $\{\phi\}_i$ $i = 1, \dots, n$ representam os vetores modais normalizados para massas modais unitárias. Com os vetores modais normalizados, decorrem igualmente as seguintes relações,

$$\{\phi\}_i^T [k] \{\phi\}_i = \omega_i^2 \quad i = 1, \dots, n \quad (4.19)$$

A obtenção dos vetores modais normalizados $\{\phi\}_i$, $i = 1, \dots, n$ é feita através da equação (4.20).

$$\{\phi\}_i = \frac{1}{\sqrt{\{u\}_i^T [m] \{u\}_i}} \{u\}_i \quad (4.20)$$

Assim é possível construir a matriz modal $[\Phi]$,

$$[\Phi] = \begin{bmatrix} \{\phi\}_1 & \{\phi\}_2 & \{\phi\}_n \end{bmatrix} \quad (4.21)$$

4.6.5.2 Coordenadas modais

Para a resolução do sistema de equações diferenciais de movimento define-se uma transformação de coordenadas do tipo,

$$\{x(t)\} = [\Phi] \{\eta(t)\} \quad (4.22)$$

Como a matriz $[\Phi]$ é independente da variável tempo, derivando uma e duas vezes em ordem a t obtêm-se,

$$\{\dot{x}(t)\} = [\Phi]\{\dot{\eta}(t)\} \quad (4.23)$$

$$\{\ddot{x}(t)\} = [\Phi]\{\ddot{\eta}(t)\} \quad (4.24)$$

Introduzindo a transformação (4.22), (4.23) e (4.24) na equação do movimento fica,

$$[\Phi]^T [m][\Phi]\{\ddot{\eta}(t)\} + [\Phi]^T [c][\Phi]\{\dot{\eta}(t)\} + [\Phi]^T [k][\Phi]\{\eta(t)\} = [\Phi]^T \{f(t)\} \quad (4.25)$$

Tendo em conta as propriedades de ortogonalidade dos vetores modais em relação às matrizes de massa e de rigidez,

$$[\Phi]^T [m][\Phi] = [I] \quad (4.26)$$

$$[\Phi]^T [k][\Phi] = [\Omega^2] \quad (4.27)$$

As equações de movimento projetadas na base modal são dadas por,

$$[I]\{\ddot{\eta}(t)\} + [\Phi]^T [c][\Phi]\{\dot{\eta}(t)\} + [\Omega^2]\{\eta(t)\} = \{N(t)\} \quad (4.28)$$

Onde $[I]$ e $[\Omega^2]$ representam, respetivamente, a matriz identidade e uma matriz diagonal cujos termos são os quadrados das frequências naturais. A equação diferencial encontra-se desacoplada em termos de inércia e de rigidez, mas não necessariamente em termos de amortecimento.

4.6.5.3 Amortecimento proporcional

Considerando uma matriz de amortecimento $[c]$, que seja uma combinação linear da matriz de massa e da matriz de rigidez, isto é,

$$[c] = \alpha [m] + \beta [k] \quad (4.29)$$

Então a sua projecção na base modal vem,

$$\begin{aligned} [\Phi]^T [c][\Phi] &= \alpha [\Phi]^T [m][\Phi] + \beta [\Phi]^T [k][\Phi] \\ &= \alpha [I] + \beta [\Omega^2] \\ &= [\alpha + \beta \Omega^2] \\ &= [2\xi\Omega] \end{aligned} \quad (4.30)$$

É uma matriz diagonal e deste modo as equações de movimento na base modal são equações independentes.

4.6.5.4 Equações modais

Para uma matriz de amortecimento proporcional, as equações de movimento projetadas na base modal do sistema não-amortecido, constituem um conjunto de equações diferenciais independentes, sendo cada uma delas formalmente idêntica à equação de movimento de um sistema com um grau de liberdade.

$$\ddot{\eta}_i(t) + 2\xi_i\omega_i\dot{\eta}_i(t) + \omega_i^2\eta_i(t) = N_i(t) \quad i = 1, \dots, n \quad (4.31)$$

4.6.5.5 Resposta na base modal

Cada uma das equações pode ser resolvida analítica ou numericamente, conforme o tipo de excitação aplicada ao sistema. A resposta pode ser determinada utilizando o integral de Duhamel,

$$\begin{aligned} \eta_i(t) = & \frac{1}{\omega_{d_i}} \int_0^t N_i(\tau) e^{-\xi_i\omega_i(t-\tau)} \sin \omega_{d_i}(t-\tau) d\tau \\ & + e^{\xi_i\omega_i t} \left(\frac{\eta_i(0)}{\sqrt{1-\xi_i^2}} \cos(\omega_{d_i}t - \phi_i) + \frac{\dot{\eta}_i(0)}{\omega_i} \sin \omega_{d_i}t \right) \quad i = 1, \dots, n \end{aligned} \quad (4.32)$$

Com,

$$\omega_{d_i} = \omega_i \sqrt{1-\xi_i^2}, \quad \phi_i = \tan^{-1} \frac{\xi_i}{\sqrt{1-\xi_i^2}} \quad (4.33)$$

4.6.5.6 Resposta nas coordenadas generalizadas

Determinada a resposta nas coordenadas modais $\eta_i(t)$ $i = 1, \dots, n$, torna-se útil determinar a resposta nas coordenadas generalizadas $x_i(t)$. Esta mudança de coordenadas é efetuada através da expressão (4.34).

$$\{x(t)\} = [\Phi]\{\eta(t)\} = \sum_{i=1}^n \{\phi_i\} \eta_i(t) \quad (4.34)$$

Para um sistema amortecido em que a matriz de amortecimento $[c]$ é proporcional, o movimento $\{x(t)\}$ de resposta pode ainda exprimir-se como uma sobreposição das formas naturais de vibração do sistema não-amortecido multiplicadas pelas respectivas respostas amortecidas em coordenadas modais [26].

4.7 Níveis vibratórios

A vibração pode ser caracterizada pelo deslocamento, velocidade ou aceleração, ou ainda, em decibéis. Escalas logarítmicas são usadas para extrair as amplitudes de vibração.

O nível de deslocamento, velocidade e aceleração vibratório é dado pela expressão (4.35), (4.36) e (4.37), respetivamente.

$$N_{deslocamento} (dB) = 20 \log \left(\frac{X}{X_{ref}} \right), \quad X_{ref} = 10^{-12} [\text{m}] \quad (4.35)$$

$$N_{velocidade} (dB) = 20 \log \left(\frac{V}{V_{ref}} \right), \quad V_{ref} = 10^{-9} [\text{m/s}] \quad (4.36)$$

$$N_{aceleração} (dB) = 20 \log \left(\frac{A}{A_{ref}} \right), \quad A_{ref} = 10^{-6} [\text{m/s}^2] \quad (4.37)$$

O valor de referência utilizado está de acordo com a norma ISO R1683.

5. Análise dinâmica do comportamento mecânico do ouvido humano

5.1 Introdução

No capítulo que se segue será apresentado o modelo geométrico do ouvido humano. O modelo construído teve por base o projeto “The visible ear”, iniciado em 1995 por Mads Sølvesten Sørensen, MD, *et al.* e seguido em 2005 por alunos da Universidade de Aalborg na Dinamarca [27].

Foram testados dois modelos: um apenas com a membrana e cadeia ossicular e um outro com membrana, ossículos, ar do canal auditivo externo e da cavidade timpânica. Com o modelo construído, definiram-se as propriedades dos materiais e aplicaram-se as devidas condições fronteira.

Foram realizados vários ensaios dinâmicos dos quais se extraíram, as frequências naturais dos modelos e os deslocamentos no umbo e na platina do estribo para a banda de frequências de 100 Hz a 10 kHz, para vários valores de pressão acústica aplicada na membrana timpânica ou para o caso do modelo completo, aplicado no ar à entrada do canal auditivo externo. Foram ainda efetuados estudos de dinâmica a ambos os modelos simulando as patologias associadas ao ouvido médio, entre as quais a otosclerose e a otite média. Os resultados obtidos foram comparados com outros publicados anteriormente na literatura.

5.2 Modelo geométrico

Os principais objetivos do projeto “The Visible Ear” foram, desenvolver em alta resolução um atlas digital do osso temporal, assim como um simulador computacional para o estudo do ouvido médio, utilizado para ensaios e planeamentos de procedimentos cirúrgicos.

Um conjunto de imagem de altíssima qualidade do osso temporal congelado de uma mulher de 85 anos foi obtido por “cryosectioning”. A espessura de corte foi de 25 μm e imagens de alta resolução foram capturadas a cada 50 μm , obtendo-se um total de 597 imagens de 24 bits RGB com uma resolução de 50 $\mu\text{m}/\text{pixel}$. Foram identificados cerca de 26 órgãos diferentes do

ouvido médio, através da segmentação manual realizada por Mads Sølvesten Sørensen de cada imagem, criando assim a base para o simulador computacional do ouvido médio [27].

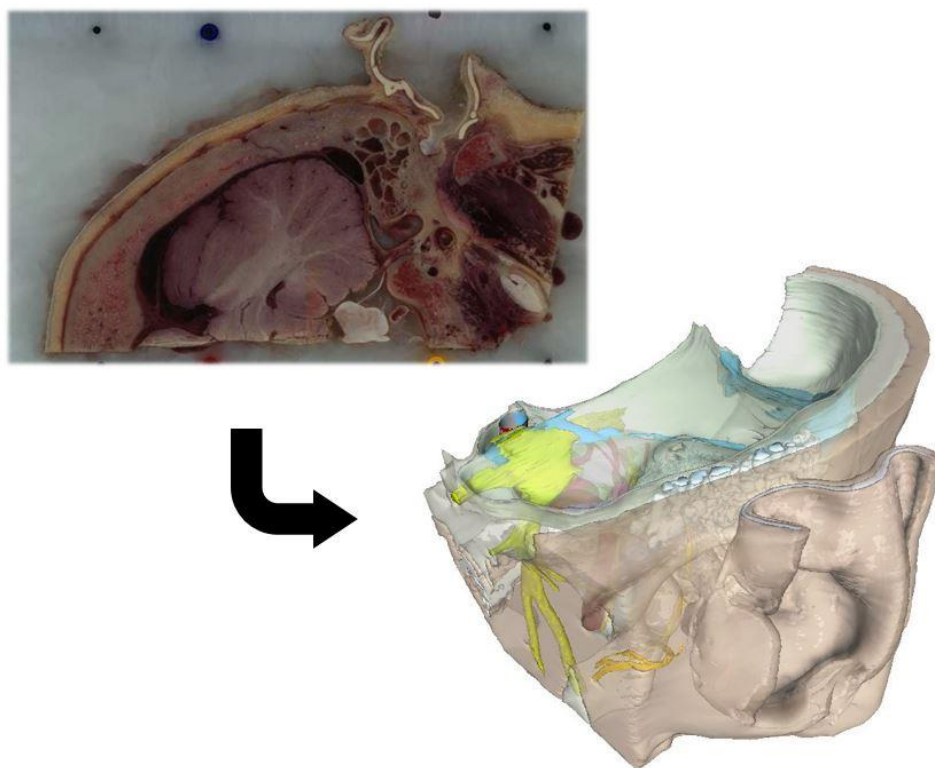


Figura 5.1: Representação do osso temporal e do modelo computacional.

A partir do projeto “The Visible Ear” extraiu-se o modelo geométrico da membrana, ossículos, cóclea, canal auditivo externo e caixa timpânica, entre outras partes que constituíram o modelo completo deste trabalho. Através do programa SolidWorks todas as partes foram tratadas e alisadas convenientemente, de maneira a formar sólidos tridimensionais correspondentes a cada parte do modelo. O modelo inicialmente testado é composto pela membrana, ossículos, cóclea, pelos dois músculos (estapédio e tensor do tímpano) e seis ligamentos, pelas articulações incudomaleolar e incudoestapédica, e pelo osso temporal. O modelo completo é constituído pelo modelo simples acrescentado do ar no canal auditivo externo e na cavidade timpânica, a pele, a mandíbula e a cartilagem auricular.

Através do programa de elementos finitos Abaqus [28] foi realizada a discretização de cada parte do modelo geométrico e feita a respetiva montagem. Na Figura 5.2 encontra-se já discretizada a membrana timpânica, diferenciando-se a *pars flaccida* e a *pars tensa*.

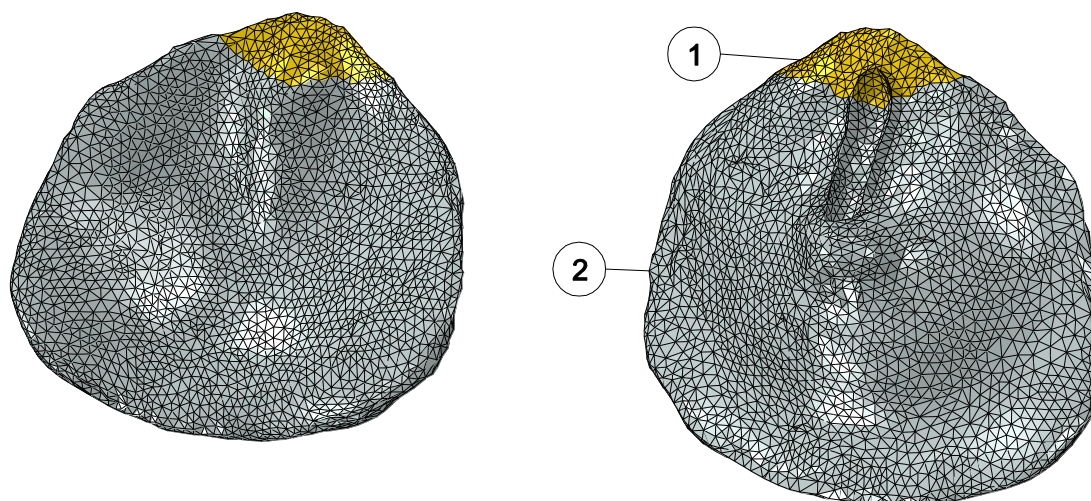


Figura 5.2: Malha de elementos finitos da membrana timpânica, 1.Pars flaccida e 2.Pars tensa.

Na Tabela 5.1 apresentam-se as dimensões da membrana timpânica presente no modelo de elementos finitos utilizado, assim como dados presentes no trabalho de 1982, de Wever & Lawrence [29].

Tabela 5.1: Dimensões da membrana timpânica no modelo utilizado e comparação com dados obtidos na literatura

Membrana timpânica	Distância		Espessura [mm]
	Distância paralela ao manúbrio [mm]	perpendicular ao manúbrio [mm]	
Modelo	9,45	10,22	0,2 – 0,5 (perto do umbo)
Publicados na literatura	8,0 – 10,0 [29]	7,5 – 9,0 [29]	0,1 [29]

A espessura da membrana timpânica foi um dos parâmetros que se afastou mais de resultados encontrados na literatura. Visto que o modelo geométrico concebido teve por base um projeto cujo procedimento de obtenção da geometria anatômica é bastante preciso, consideraram-se válidas as dimensões apresentadas para o presente modelo.

A membrana timpânica é formada por 5455 nós e 19495 elementos tetraédricos do tipo C3D4. Destes 18542 pertencem à *pars tensa* e os restantes à *pars flaccida*. O sulco timpânico foi simulado atribuindo um módulo de Young substancialmente pequeno aos elementos que

interligam a membrana ao osso temporal, sendo composto por 1916 elementos tetraédricos do tipo C3D4 (Figura 5.3).

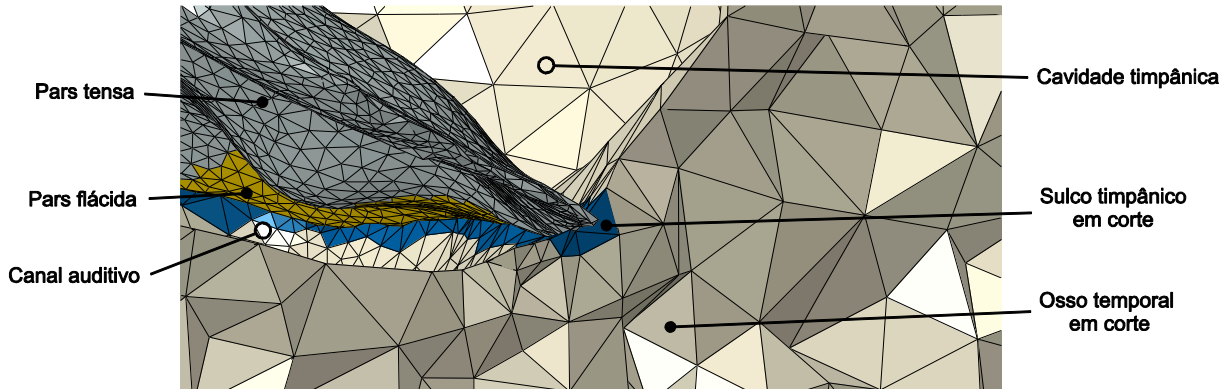


Figura 5.3: Representação do sulco timpânico.

O martelo (Figura 5.4) é composto por 8111 elementos relativos à cabeça, 3722 elementos ao colo e 4389 elementos ao cabo, perfazendo um total de 16222 elementos tetraédricos do tipo C3D4, constituídos por 3485 nós.

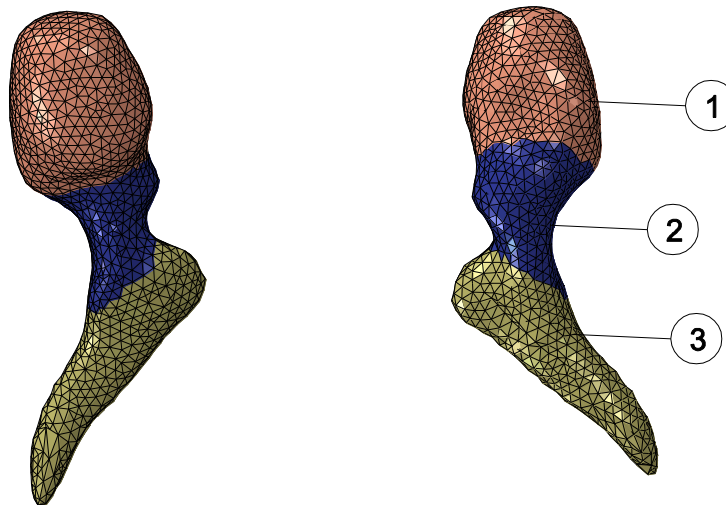


Figura 5.4: Malha de elementos finitos do martelo, 1.Cabeça, 2.Colo e 3.Cabo.

Na Tabela 5.2 apresentam-se as dimensões do martelo no modelo de elementos finitos utilizado e a respectiva comparação com dados presentes no trabalho de 1982, de Wever & Lawrence [29]. A massa total do martelo foi substancialmente superior relativamente a dados publicados por outros autores. Como o colo é a parte mais densa do martelo (cerca do dobro da cabeça), o volume definido pelo colo terá bastante influência no resultado da massa total do martelo.

Tabela 5.2: Dimensões do martelo no modelo utilizado, comparação com dados obtidos na literatura

<i>Martelo</i>	<i>Distância entre a extremidade do cabo e a extremidade da apófise lateral [mm]</i>		<i>Massa [mg]</i>	<i>Comprimento total [mm]</i>
<i>Modelo</i>	4,89		48	8,55
<i>Publicados na literatura</i>	5,8		23 – 27	7,6 – 9,1
	[29]		[29]	[29]

A ligação entre o cabo do martelo e a membrana timpânica foi estabelecida através dos nós em comum.

A bigorna (Figura 5.5) é constituída por 18749 elementos tetraédricos do tipo C3D4 formados por 3966 nós. O corpo da bigorna é composto por 11874 elementos, a apófise curta por 4261 elementos e a apófise longa por 2614 elementos.

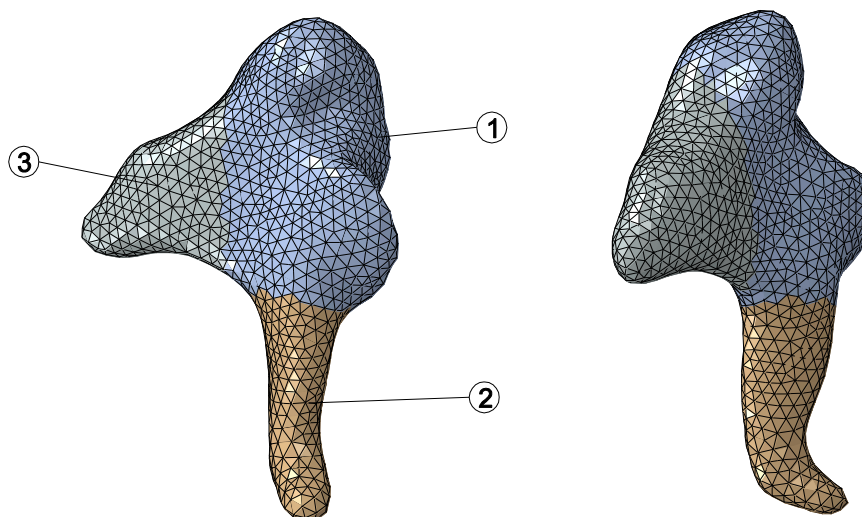


Figura 5.5: Malha de elementos finitos da bigorna, 1.Corpo, 2.Apófise longa e 3.Apófise curta.

Na Tabela 5.3 são apresentadas as dimensões da bigorna utilizadas no modelo de elementos finitos, assim como os dados presentes na literatura. Mais uma vez verifica-se uma massa relativamente superior à publicada na literatura por Wever & Lawrence [29].

Tabela 5.3: Dimensões da bigorna no modelo utilizado, comparação com dados obtidos por Wever & Lawrence

<i>Bigorna</i>	<i>Comprimento paralelo à apófise curta [mm]</i>	<i>Comprimento paralelo à apófise longa [mm]</i>	<i>Massa [mg]</i>
<i>Modelo</i>	4,95	7,26	47,7
<i>Publicados na literatura</i>	5,0 [29]	7,0 [29]	25 – 32 [29]

A articulação entre o martelo e a bigorna (articulação incudomaleolar) assumiu-se como tendo um comportamento elástico. É constituída por 988 elementos tetraédricos do tipo C3D4 e 336 nós.

O estribo (Figura 5.6) é constituído por 17692 elementos tetraédricos do tipo C3D4 formados por 3995 nós.

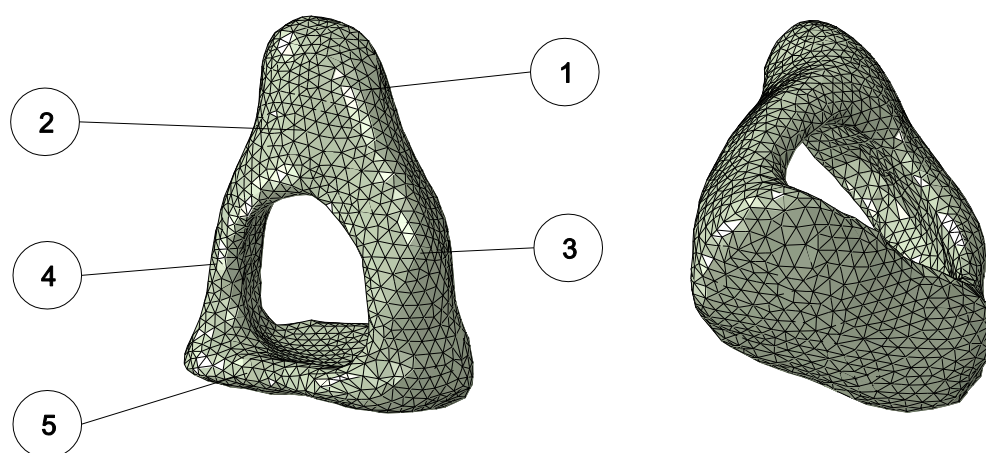


Figura 5.6: Malha de elementos finitos do estribo, 1.Cabeça, 2.Colo, 3.Crura posterior, 4.Crura anterior e 5.Platina.

Na Tabela 5.4 são apresentadas as dimensões do estribo utilizadas no modelo de elementos finitos, assim como os dados presentes na literatura. A massa do estribo é cerca do dobro dos resultados publicados por Wever & Lawrence [29].

Tabela 5.4: Dimensões do estribo no modelo utilizado, comparação com dados obtidos por Wever & Lawrence

<i>Estribo</i>	<i>Altura [mm]</i>	<i>Comprimento da platina [mm]</i>	<i>Largura da platina [mm]</i>	<i>Massa [mg]</i>
<i>Modelo</i>	3,82	3,09	1,92	10,2
<i>Publicados na literatura</i>	2,5 – 4,0 [29]	2,64 – 3,36 [29]	0,7 – 1,66 [29]	2,05 – 4,35 [29]

A articulação entre o a bigorna e o estribo (articulação incudoestapédica) assumiu-se como tendo um comportamento elástico. É constituída por 1057 elementos tetraédricos do tipo C3D4 e 320 nós.

Os três ligamentos do martelo (superior (1), anterior (2) e lateral (3)) e os dois da bigorna (superior (4) e posterior (5)) foram simulados através de elementos viga 3D com dois nós, T3D2 (Figura 5.7).

O músculo estapédio (7) e o músculo tensor do tímpano (6) foram também considerados como sendo elementos lineares com dois nós, T3D2 (Figura 5.7).

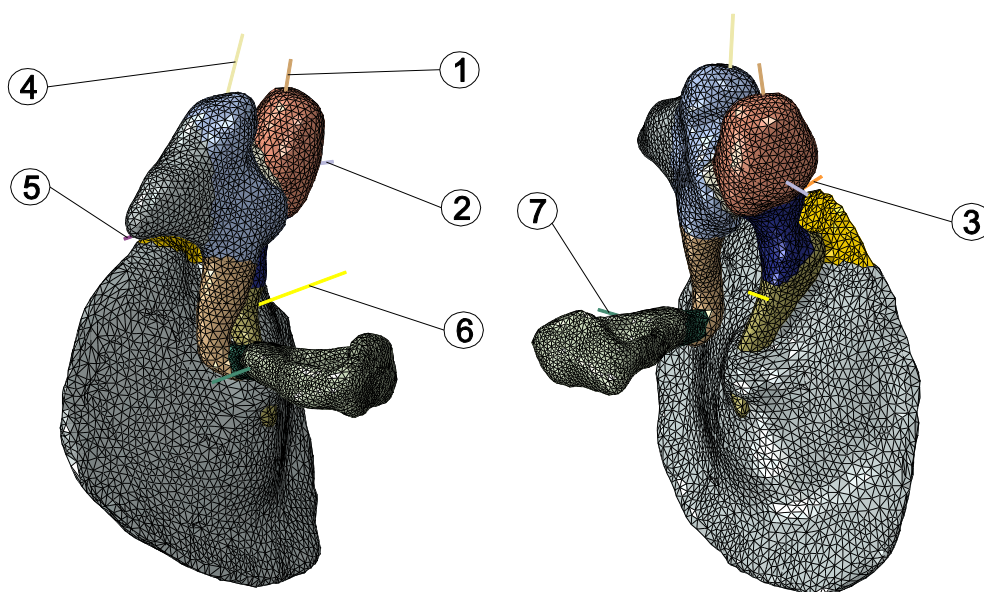


Figura 5.7: Ligamentos e músculos presentes no ouvido médio.

O ligamento anular foi simulado através de 641 elementos e 314 nós, que ligam a periferia da base do estribo à parte óssea do modelo (Figura 5.8). Os elementos utilizados são do tipo C3D4.

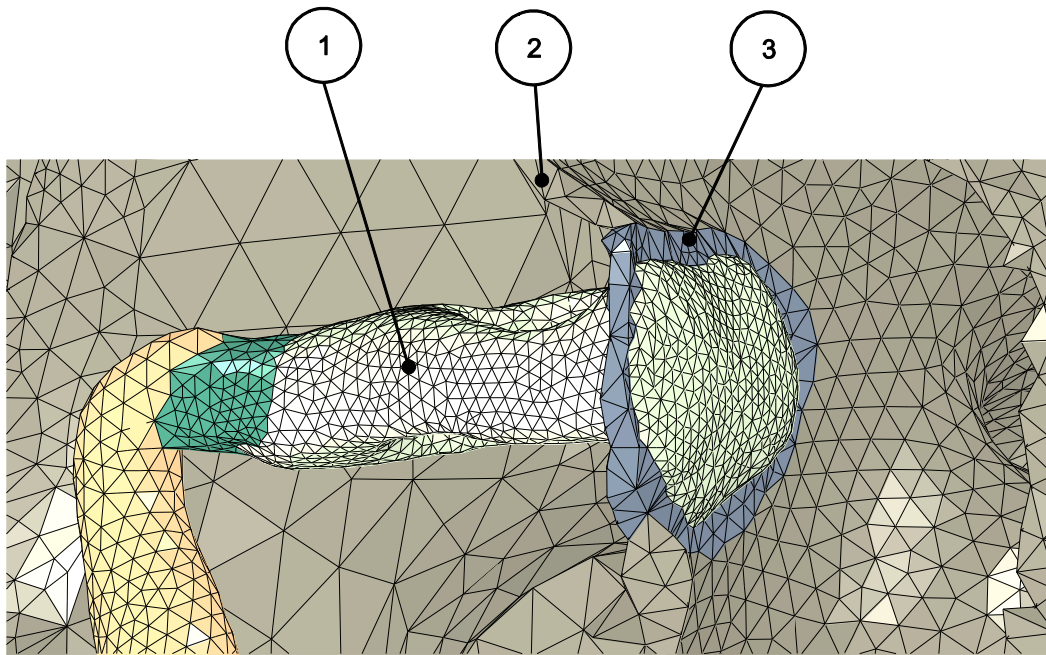


Figura 5.8: Representação do ligamento anular, 1.Estribo, 2.Parte óssea em corte, 3.Ligamento anular.

Para simular o fluido coclear separou-se através de uma membrana o vestíbulo da cóclea e criaram-se 41292 elementos acústicos do tipo AC3D4 no interior da mesma.

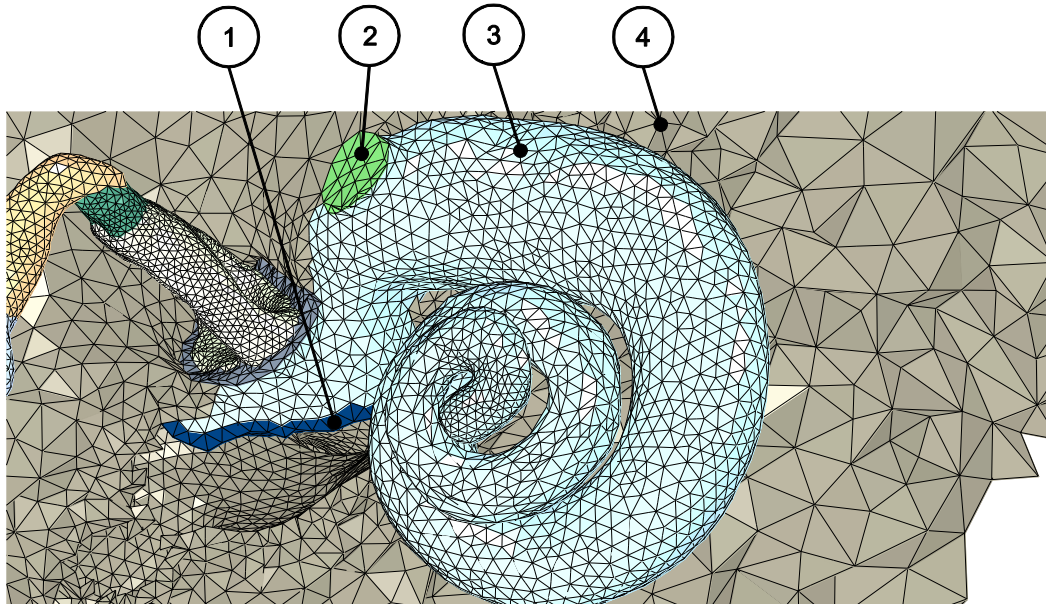


Figura 5.9: Representação da cóclea, 1.Membrana separadora, 2.Membrana janela redonda, 3.Líquido coclear e 4.Parte óssea em corte.

A parte óssea (Figura 5.10) é constituída por 499891 elementos do tipo C3D4 e 96273 nós. A mandíbula é formada por 32911 elementos do tipo C3D4.

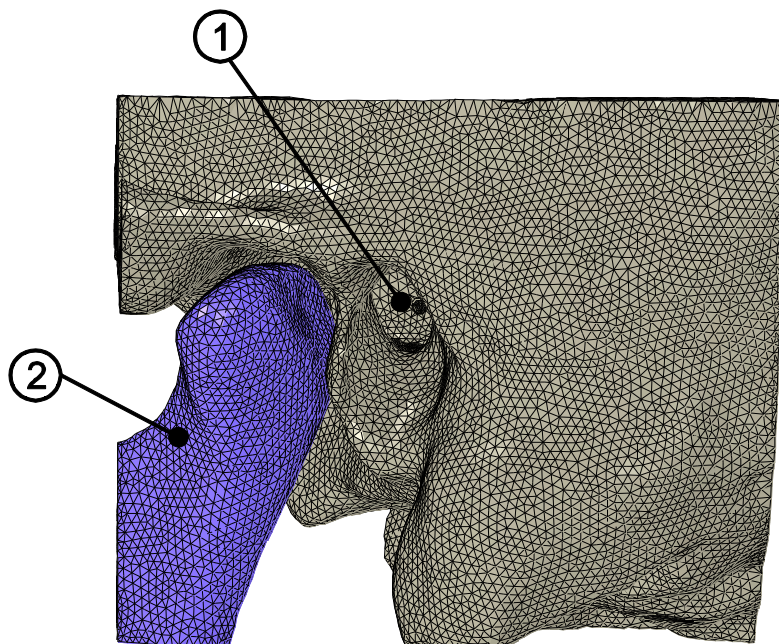


Figura 5.10: Malha de elementos finitos da parte óssea, 1.Canal auditivo externo e 2.Mandíbula.

A pele (Figura 5.11) é constituída por 518248 elementos do tipo C3D4 e 107461 nós. A cartilagem auricular (Figura 5.11) é formada por 56310 elementos do tipo C3D4 e 15229 nós.

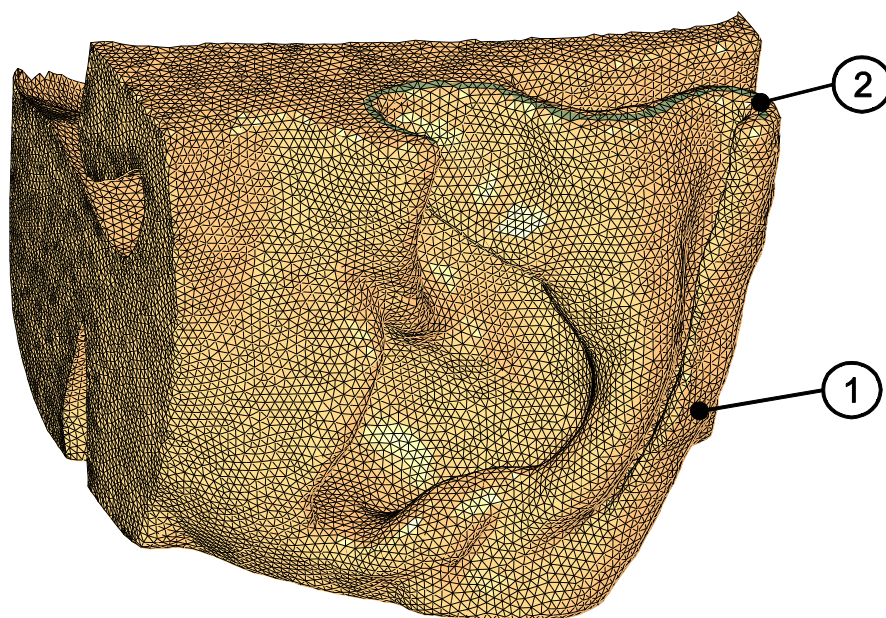


Figura 5.11: Malha de elementos finitos da pele (1) e da cartilagem auricular (2).

O ar no canal auditivo externo e na cavidade timpânica do ouvido médio apresentam um volume de 1642,96 e 398 mm³ respectivamente (Tabela 5.4). O comprimento médio do canal auditivo externo é de 30,30 mm (Tabela 5.4). A Figura 5.12 mostra a malha de elementos finitos do ar

do canal auditivo externo e da cavidade timpânica. Está também presente parte da trompa de Eustáquio, com diâmetro variável entre 3 e 8 mm. Ao ar do canal auditivo externo foram ainda adicionados mais elementos acústicos na parte exterior da orelha, para assim incluir-se no modelo as reflexões sonoras originadas pelo seu formato anatómico, ficando no total, o ar com um volume de 13650,66 mm³.

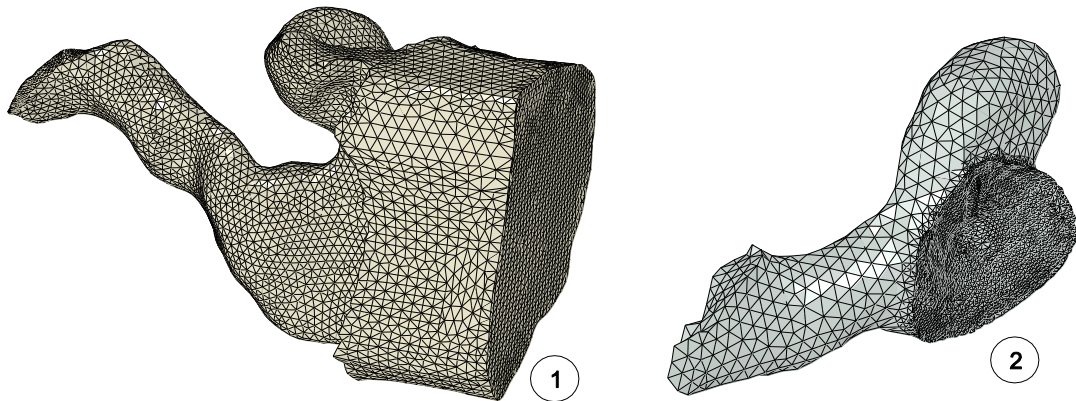


Figura 5.12: Malha de elementos finitos do ar, 1.Canal auditivo externo; 2.Cavidade timpânica.

O ar do canal auditivo externo (Figura 5.12) é formado por 127875 elementos do tipo AC3D4 e 25932 nós. O ar da cavidade timpânica (Figura 5.12) é constituída por 83230 elementos do tipo AC3D4 e 17664 nós.

Tabela 5.5: Dimensões do canal auditivo externo e da cavidade timpânica

Ar	Volume [mm ³]		Distância entre o umbo e a entrada do canal auditivo externo [mm]
	Canal auditivo externo	Cavidade timpânica	
<i>Modelo</i>	1642,96	398	30,30
<i>Publicados na literatura</i>	830 – 1972 (Donaldson and Miller, 1973)	600 – 1200 (Ravicz <i>et al.</i> , 2004)	25 – 31 (Donaldson and Miller, 1973)

No total, o modelo completo é formado por 273566 nós e 1438647 elementos, dos quais 7 do tipo T3D2, 252397 do tipo AC3D4 e 1186243 do tipo C3D4.

5.3 Propriedades mecânicas

O ouvido médio humano tem sido descrito como um sistema linear, quando aplicada uma intensidade do som regular do nível de audição, para transmissão acústico-mecânico do tímpano até à cóclea [30]. Desta maneira, os materiais do sistema do ouvido médio foram assumidos com comportamento linear elástico. O coeficiente de Poisson foi assumido 0,3 para todas as partes do ouvido exceto, para a cartilagem que foi usado um coeficiente de Poisson de 0,4 [31].

Foi atribuído um módulo de Young de $1,41 \times 10^{10}$ Pa a todos os ossículos e à articulação incudomaleolar. A membrana timpânica foi dividida em *pars tensa* e *pars flaccida*, sendo-lhe atribuído propriedades ortotrópicas descritas na Tabela 5.6. A massa específica da membrana timpânica foi de $1,2 \times 10^3$ kg/m³. Em relação aos ossículos a massa específica é definida para cada parte do ossículo de acordo com a Tabela 5.6. À articulação incudomaleolar e incudoestapédica foi atribuída uma massa específica de $3,2 \times 10^3$ e $1,2 \times 10^3$ kg/m³, respetivamente. O módulo de Young atribuído à articulação incudoestapédica foi de $6,0 \times 10^5$ Pa.

Os coeficientes de amortecimento da membrana timpânica, ossículos e das articulações foram assumidos como sendo $\alpha = 0s^{-1}$ e $\beta = 0,0001s$.

Tabela 5.6: Propriedades de material dos ossículos, membrana e articulações

<i>Componente</i>	<i>Modelo</i>
<i>Membrana</i>	
<i>Massa específica [kg/m³]</i>	$1,2 \times 10^3$
<i>Módulo de Young [N/m²]</i>	<i>Pars tensa</i> $3,2 \times 10^7$ (radial) $2,0 \times 10^7$ (circunferencial) <i>Pars flaccida</i> $1,0 \times 10^7$ (radial) $1,0 \times 10^7$ (circunferencial)
<i>Amortecimento</i>	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$
<i>Martelo</i>	
<i>Massa específica [kg/m³]</i>	Cabeça $2,55 \times 10^3$

		Colo $4,53 \times 10^3$
		Cabo $3,70 \times 10^3$
	Módulo de Young $[N/m^2]$	$1,41 \times 10^{10}$
	Amortecimento	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$
Bigorna		
		Corpo $2,36 \times 10^3$
	Massa específica $[kg/m^3]$	Apófise curta $2,26 \times 10^3$
		Apófise longa $5,08 \times 10^3$
	Módulo de Young $[N/m^2]$	$1,41 \times 10^{10}$
	Amortecimento	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$
Estribo		
	Massa específica $[kg/m^3]$	$2,20 \times 10^3$
	Módulo de Young $[N/m^2]$	$1,41 \times 10^{10}$
	Amortecimento	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$
Articulação incudomaleolar		
	Massa específica $[kg/m^3]$	$3,2 \times 10^3$
	Módulo de Young $[N/m^2]$	$1,41 \times 10^{10}$
	Amortecimento	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$
Articulação incudoestapédica		
	Massa específica $[kg/m^3]$	$1,2 \times 10^3$
	Módulo de Young $[N/m^2]$	$6,0 \times 10^5$
	Amortecimento	$\alpha = 0s^{-1}; \beta = 0,0001s$

Os dados da Tabela 5.6 relativos à membrana timpânica, aos ossículos e às articulações foram obtidos da publicação de Sun, Gan [32].

A secção atribuída aos ligamentos do martelo e da bigorna foi de $0,196 \text{ mm}^2$. Foi assumido um comportamento elástico dos ligamentos. O módulo de Young foi no caso do martelo de $4,9 \times 10^4 \text{ Pa}$ para o ligamento superior, $2,1 \times 10^6 \text{ Pa}$ para o ligamento anterior e $6,7 \times 10^4 \text{ Pa}$ para o ligamento lateral. Na bigorna foi considerado um módulo de Young de

$4,9 \times 10^4$ Pa para o ligamento superior e $6,5 \times 10^5$ Pa para o ligamento posterior. Ao ligamento anular do estribo foi atribuído um módulo de Young de 1×10^4 Pa. O sulco timpânico foi simulado com um módulo de Young de $6,0 \times 10^3$ Pa e uma massa específica de 1200 kg/m^3 , aos elementos que rodeiam a membrana timpânica (Tabela 5.7).

Tabela 5.7: Propriedades elásticas dos ligamentos

<i>Ligamento</i>	<i>Módulo de Young</i> [N/m ²]	<i>Massa específica</i> [kg/m ³]	<i>Literatura</i>
<i>Superior do martelo</i>	$4,9 \times 10^4$	-	Gentil, Parente [33]
<i>Anterior do martelo</i>	$2,1 \times 10^6$	-	
<i>Lateral do martelo</i>	$6,7 \times 10^4$	-	
<i>Superior da bigorna</i>	$4,9 \times 10^4$	-	
<i>Posterior da bigorna</i>	$6,5 \times 10^5$	-	
<i>Anular do estribo</i>	1×10^4	-	
<i>Anular do tímpano</i>	$6,0 \times 10^3$	1200	Assumido

A secção definida para o músculo tensor do tímpano e estapédio foi de $5,85$ e $4,9 \text{ mm}^2$, respetivamente. Os músculos foram simulados com comportamento elástico, o módulo de Young foi de $2,6 \times 10^5$ Pa para o músculo tensor do tímpano e de $5,2 \times 10^5$ Pa para o músculo estapédio (Tabela 5.8).

Tabela 5.8: Propriedades elásticas dos músculos

<i>Músculo</i>	<i>Módulo de Young</i> [N/m ²]	<i>Literatura</i>
<i>Tensor do tímpano</i>	$2,6 \times 10^5$	Assumido
<i>Estapédio</i>	$5,2 \times 10^5$	Gentil, Parente [33]

O osso temporal foi assumido com comportamento elástico isotrópico. O módulo de Young atribuído foi de $1,41 \times 10^{10}$ Pa e a massa específica de 2000 kg/m^3 . À mandíbula foram dadas propriedades idênticas. À pele e à cartilagem foi assumido um módulo de Young de $16,7 \times 10^9$ e 25×10^9 Pa, respetivamente e uma massa específica de 1200 kg/m^3 a ambos [31]. Os coeficientes de amortecimento do osso temporal, da mandíbula, da pele e da cartilagem foram assumidos como sendo $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$ e $\beta = 0,0001 \text{ s}$.

O interior da cóclea foi preenchido com um fluido, simulando assim o fluido coclear. Foi assumido um módulo de volumétrico de $2,2 \times 10^9$ Pa e uma massa específica de 1000 kg/m^3 [34].

O módulo volumétrico e a massa específica associada ao ar do canal auditivo externo e da cavidade timpânica foram, $1,42 \times 10^5$ Pa e $1,164 \text{ kg/m}^3$, respetivamente, obtendo-se uma velocidade do som no meio de $349,2 \text{ m/s}$ [35, 36].

5.4 Condições fronteira

Os ossículos estão suspensos por ligamentos e músculos. Numa extremidade estão ligados à parte óssea e na outra ao respetivo ossículo.

Na periferia da membrana encontra-se o sulco timpânico, que faz a ligação da membrana à parte óssea. O ligamento anular une por sua vez a platina do estribo à parte óssea.

A parte do osso temporal e da mandíbula que se encontra em corte no modelo (extremos do modelo) foi considerada encastrada (Figura 5.13).

Para simular as reflexões acústicas nas interfaces dos componentes acústicos, são definidas impedâncias de fronteira para a análise dinâmica do modelo [37]. À interface do ar do canal auditivo externo que ficou fora da orelha foi adicionada uma impedância acústica de $406,6 \text{ Ns/m}^3$, a qual define que todas as ondas acústicas sejam absorvidas. À interface entre o ar e parte óssea e entre o ar e a pele foi estabelecida uma impedância acústica de $6,0 \times 10^6$ e $1,99 \times 10^6 \text{ Ns/m}^3$, respetivamente. Foi atribuída uma impedância acústica na interface entre a membrana timpânica e o ar de $1,99 \times 10^6 \text{ Ns/m}^3$ [38] (Figura 5.14).

A conexão entre as malhas de elementos acústicos e as malhas de elementos estruturais foi realizada através da opção TIE disponível no programa Abaqus. Esta opção é usada para impor interações acústico-estruturais acoplados entre pares de superfícies [37]. O comando TIE foi desta maneira usado para as superfícies exteriores do ar do canal auditivo externo, do ar da cavidade timpânica e do fluido coclear.

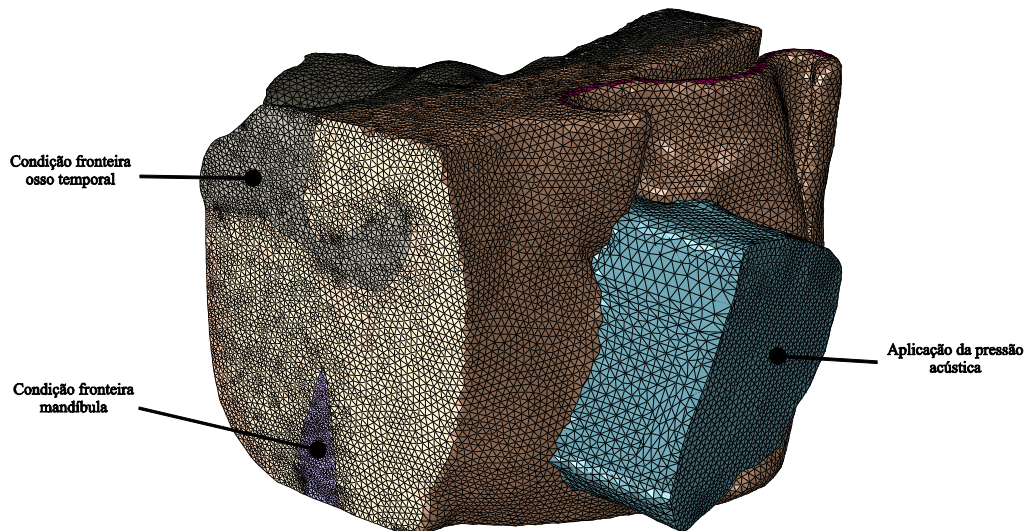


Figura 5.13: Representação das condições fronteira.

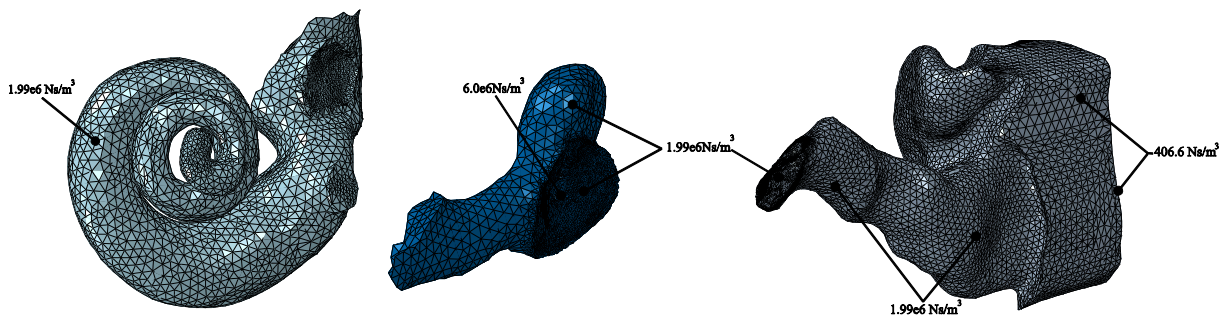


Figura 5.14: Representação das localizações das impedâncias acústicas.

5.5 Estudo do comportamento biomecânico do ouvido médio

Inicialmente foi realizada uma análise dinâmica, determinando-se as frequências naturais do modelo simples e do modelo completo e comparou-se com outros resultados publicados na literatura.

Foram depois efetuados estudos dinâmicos do modelo, para gamas de frequência compreendidas entre 100 Hz e 10 kHz e para diferentes níveis de pressões acústicas aplicadas sobre a membrana timpânica, ou no caso do modelo completo sobre a superfície exterior do ar. Determinou-se o deslocamento e a fase no umbo e na platina do estribo, e comparou-se com resultados obtidos por outros autores.

Seguidamente foram calculadas as frequências naturais do modelo do ouvido com a presença das patologias: otosclerose e otite média, e compararam-se com as do ouvido normal.

5.5.1 Frequências naturais de vibração

Foram determinadas as primeiras 40 frequências naturais para o modelo simples e para o modelo completo. O modelo simples é composto pela membrana e cadeia ossicular, o modelo completo pela membrana, cadeia ossicular, ar do canal auditivo externo e da cavidade timpânica. Na Figura 5.15 estão representados os resultados obtidos assim como, outros publicados anteriormente na literatura.

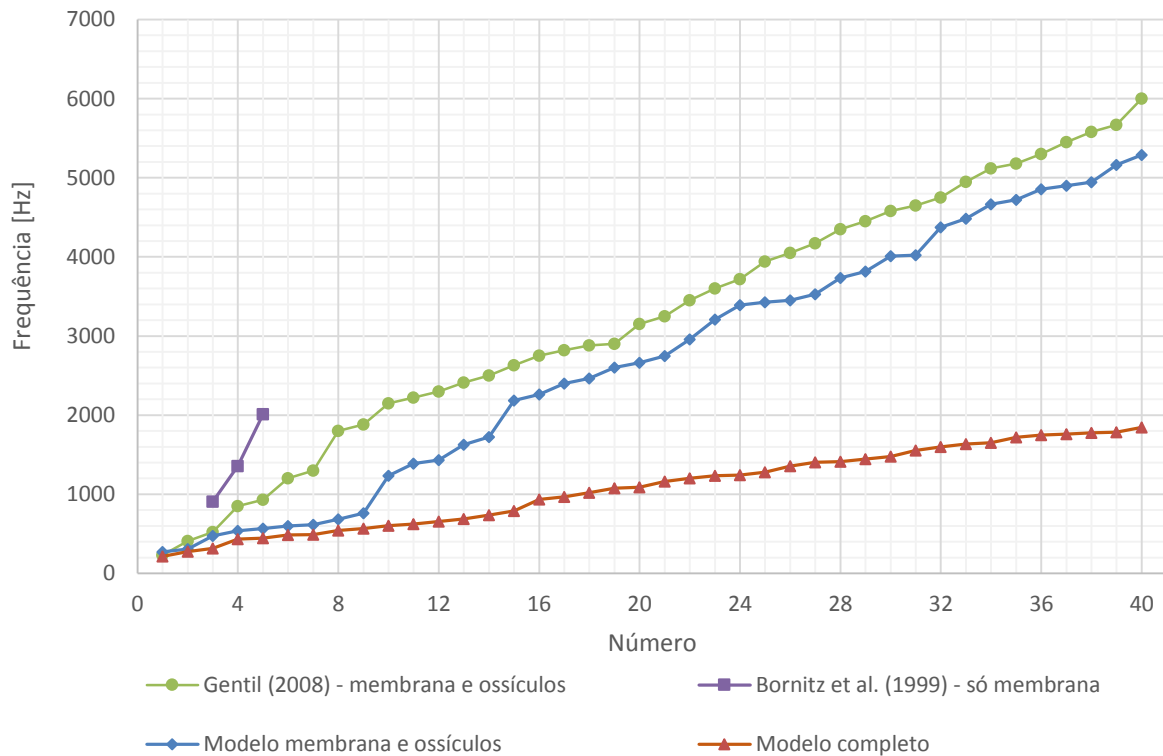


Figura 5.15: Frequências naturais para o modelo simples e completo e respectiva comparação com dados publicados na literatura.

A primeira frequência natural obtida foi de 272,53 Hz para o modelo simples e de 212,25 Hz para o modelo completo. As frequências naturais são sempre superiores no modelo simples quando comparadas com as do modelo completo. A maior diferenciação encontra-se a partir da nona frequência natural onde o modelo simples apresenta valores progressivamente superiores relativamente ao modelo completo.

Comparando com o modelo de Gentil [2], que considerou a membrana e a cadeia ossicular, verifica-se uma boa concordância nas primeiras três frequências naturais. A primeira frequência natural foi de 250,67 Hz. A maior discordância ocorre entre a quinta e a décima quinta frequência natural, após esta, os valores seguem a mesma tendência, revelando-se sempre um pouco inferiores.

Bornitz *et al.* [39] considerou o modelo composto apenas pela membrana timpânica e determinou a 3ª, 4ª e 5ª frequência natural, obtendo 908 Hz, 1355 Hz e 2012 Hz, respetivamente.

5.5.2 Análise dinâmica

5.5.2.1 Modelo simples

Foram efetuadas determinadas simulações ao modelo simples, com a finalidade de compreender o comportamento do ouvido médio na banda de frequências de 100 Hz e 10 kHz. Foi determinada a resposta em regime estacionário no umbo (Nó: 472854) e no centro da platina (Nó: 421800), a uma excitação aplicada sobre a membrana timpânica. Na Figura 5.16 estão representados os deslocamentos obtidos para os níveis de pressão sonora, entre 0 dB (mínimo de audibilidade) e 130 dB (limiar da dor).

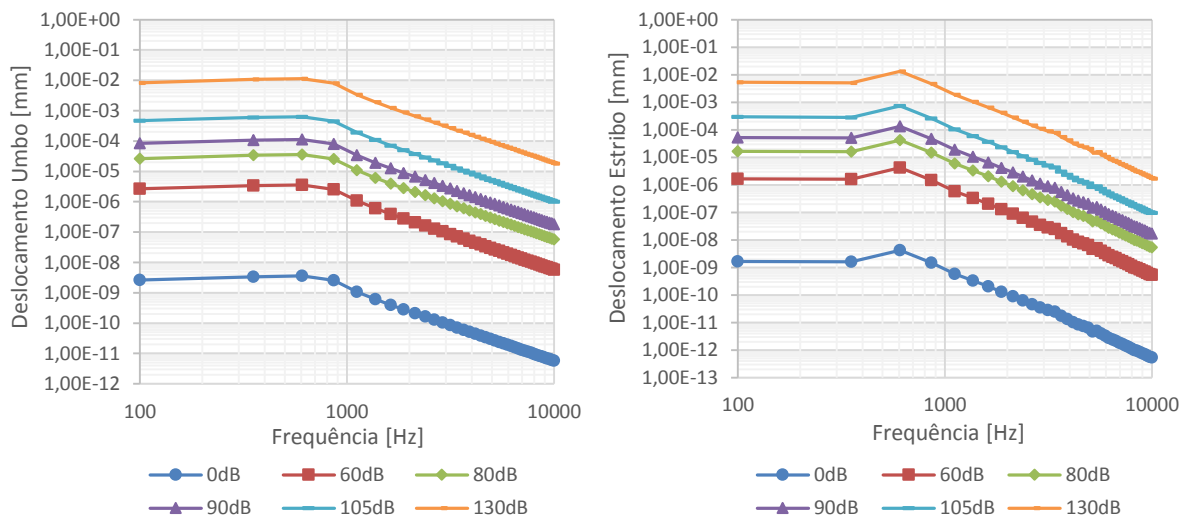


Figura 5.16: Comparação do deslocamento no umbo e na platina para diferentes níveis de pressão sonora aplicadas na membrana.

Foi analisado o comportamento dinâmico do ouvido médio para os seguintes níveis de pressão sonora, 0 dB ($2,0 \times 10^{-5}$ Pa), 60 dB ($2,0 \times 10^{-2}$ Pa), 80 dB ($2,0 \times 10^{-1}$ Pa), 90 dB ($6,32 \times 10^{-1}$ Pa), 105 dB (3,56 Pa) e 130 dB ($6,32 \times 10^1$ Pa).

Verifica-se a presença proporcionalidade direta entre o deslocamento no umbo ou na platina do estribo, e a pressão sonora aplicada na membrana timpânica.

Na Figura 5.17 está representada a fase da resposta do deslocamento no umbo e na parte central da platina do estribo, que se revelou independente da pressão sonora aplicada na membrana.

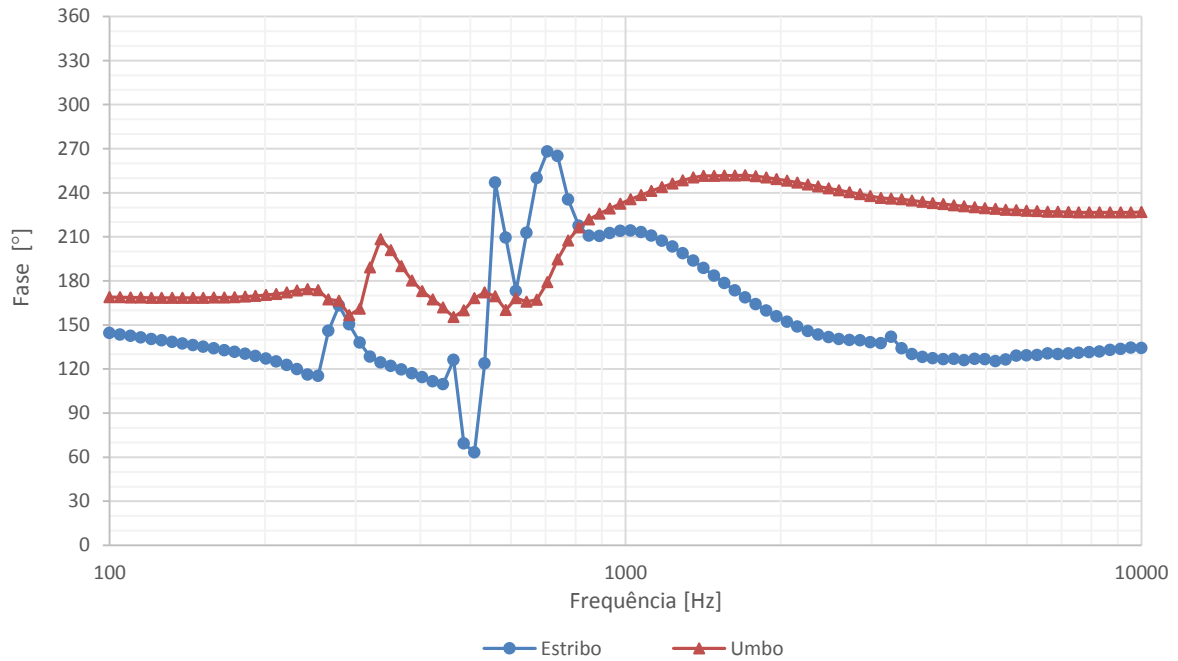


Figura 5.17: Fase da resposta do deslocamento no umbo e no centro da platina do estribo.

A fase da resposta de deslocamento no umbo é praticamente constante até aos 700 Hz, tomando o valor de 170°, existindo por volta dos 330 Hz um pico que atinge cerca de 210°. A partir de 700 Hz verifica-se um aumento progressivo da fase até 250° aos 1500 Hz. De 1500 Hz a 10 kHz a fase é praticamente estável.

Relativamente à fase da resposta de deslocamento no centro da platina do estribo, revela-se um pouco irregular inicialmente tomando um valor médio de 130° até 450 Hz. Entre 500 Hz e 600 Hz verifica-se uma mudança de fase de 60° para 240°, que pode ser identificada na Figura 5.16 no gráfico relativo ao deslocamento do estribo, com um pico nessa banda de frequências. A partir de 700 Hz a fase diminui progressivamente desde 270° até 120°, a 4 kHz. Entre 4 kHz e 10 kHz a fase é praticamente constante e igual a 130°.

Os deslocamentos obtidos para um nível de pressão sonora de 80 dB aplicado na membrana, foram comparados com outros na literatura e estão representados na Figura 5.18.

No estudo de Gentil *et al.* [33] são determinados os deslocamentos no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 80 dB, através de um modelo constituído pela membrana e cadeia ossicular e considerando os ligamentos com comportamento hiperelástico.

Chia *et al.* [40] simula através de elementos finitos o ouvido médio, constituído pela membrana e cadeia ossicular, e compara com resultados experimentais publicados por Nishihara [41].

Huber *et al.* [42] publica um trabalho com dados experimentais do deslocamento do umbo e da platina do estribo obtidos a partir de 10 ossos temporais.

No estudo de Nishihara *et al.* [41] os dados experimentais foram obtidos de 64 pessoas com audição normal. Foram induzidos 34 tons diferentes a 80 dB SPL na banda de frequências de 195 Hz a 19433 Hz sobre a membrana timpânica, e medido o deslocamento no umbo através de um instrumento laser.

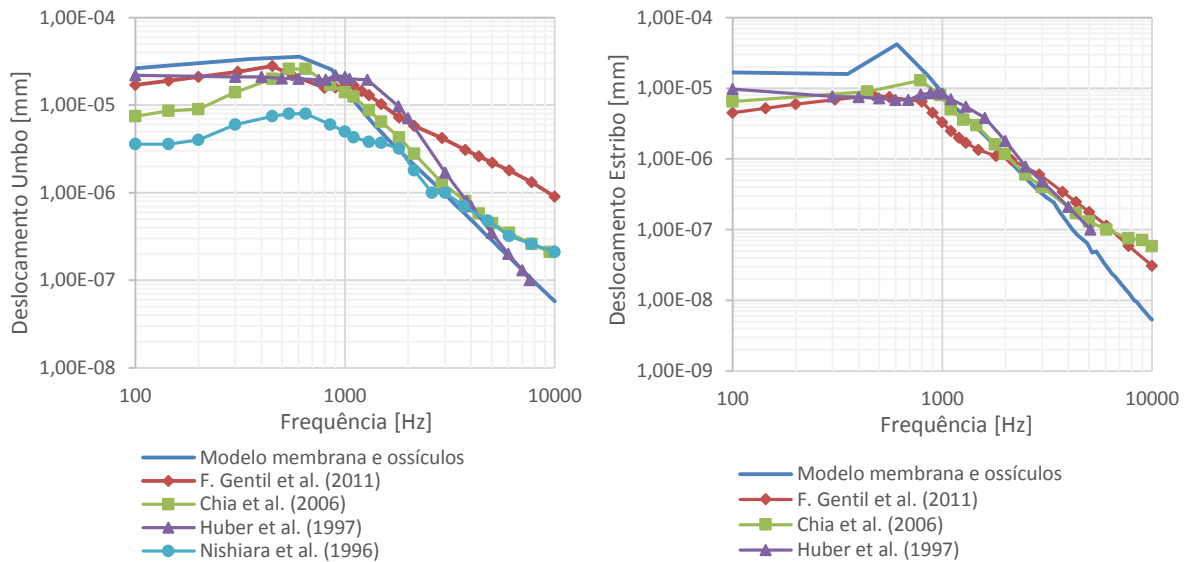


Figura 5.18: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 80 dB.

Comparando a resposta do deslocamento no umbo do modelo desenvolvido (Figura 5.18), verifica-se que os resultados obtidos estão muito próximos dos obtidos por Gentil *et al.* [33] nas baixas frequências, diferenciando-se progressivamente nas altas frequências. Os trabalhos desenvolvidos por Nishihara *et al.* [41] e Chia *et al.* [40] apresentam uma resposta do deslocamento do umbo inferior nas baixas frequências, e o oposto nas altas. O estudo de Huber *et al.* [42] é o que mais se aproxima do modelo desenvolvido.

Relativamente à resposta do deslocamento da platina do estribo, nas baixas frequências o modelo mostra-se sempre superior aos da literatura. Entre 900 Hz e 4 kHz as respostas estão muito próximas. A partir de 4 kHz a resposta apresenta-se inferior, relativamente aos trabalhos publicados anteriormente na literatura.

Na Figura 5.19 está representada a relação do deslocamento umbo/platina quando aplicado um nível de pressão sonora de 80 dB na membrana timpânica. Os resultados obtidos foram comparados com os seguintes estudos publicados na literatura, Sun *et al.* [32] e Nishihara *et al.* [43].

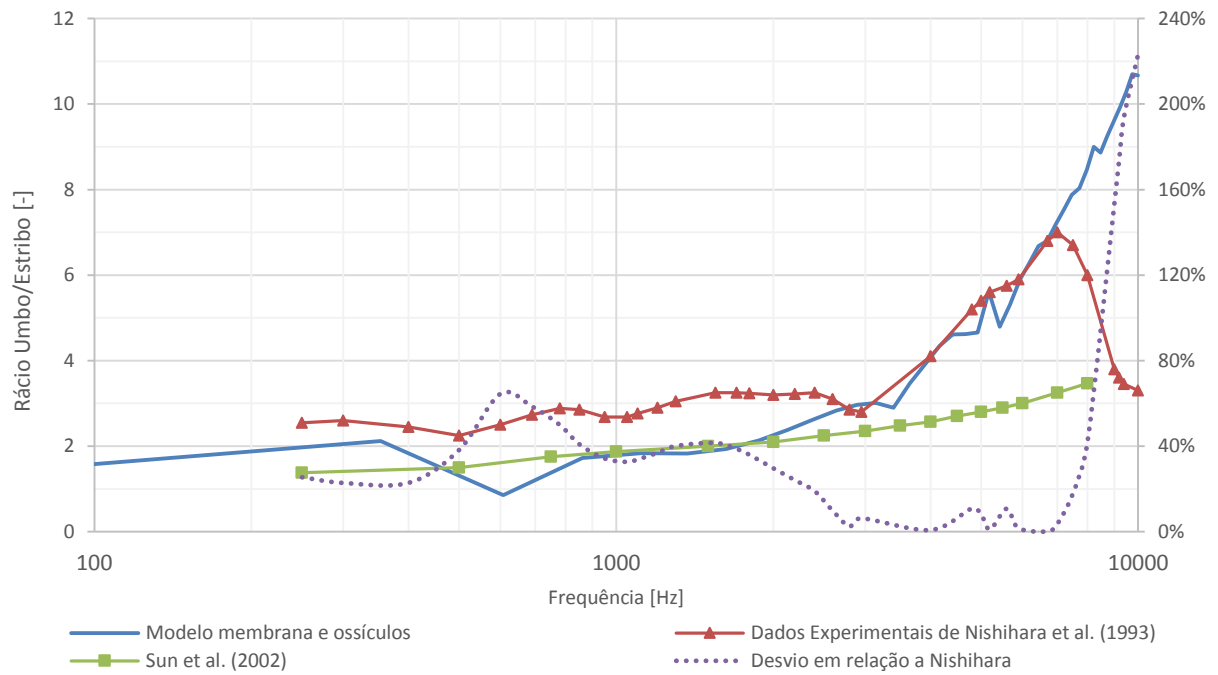


Figura 5.19: Comparação da relação entre o deslocamento no umbo e na platina do estribo, para o nível de pressão sonora de 80 dB.

Entre 100 Hz e 2 kHz o rácio, de aproximadamente 2, é quase independente da frequência. A partir de 2 kHz existe um aumento progressivo do rácio até 11, a 10 kHz.

Através da Figura 5.19 verifica-se que até 7 kHz os dados obtidos estão muito próximos dos publicados por outros autores. Entre 7 kHz e 10 kHz o modelo tende a aumentar o rácio entre o deslocamento do umbo e da platina do estribo, ao contrário de dados experimentais publicados por Nishihara *et al.* [43], que tendem a diminuir nesta banda de frequência.

A linha a tracejado mostra o desvio em percentagem, do rácio obtido em relação ao rácio obtido através de dados experimentais de Nishihara *et al.* [43].

Na Figura 5.20 estão representados graficamente os resultados obtidos do deslocamento do umbo e da platina do estribo para um tom puro do 90 dB SPL, assim como a comparação com os resultados obtidos de Gan *et al.* [30].

Gan *et al.* [30] simula através de elementos finitos o ouvido médio, constituído pela membrana e cadeia ossicular, e valida o modelo com base em resultados experimentais obtidos de 10 ossos temporais através de interferómetros de feixe duplo.

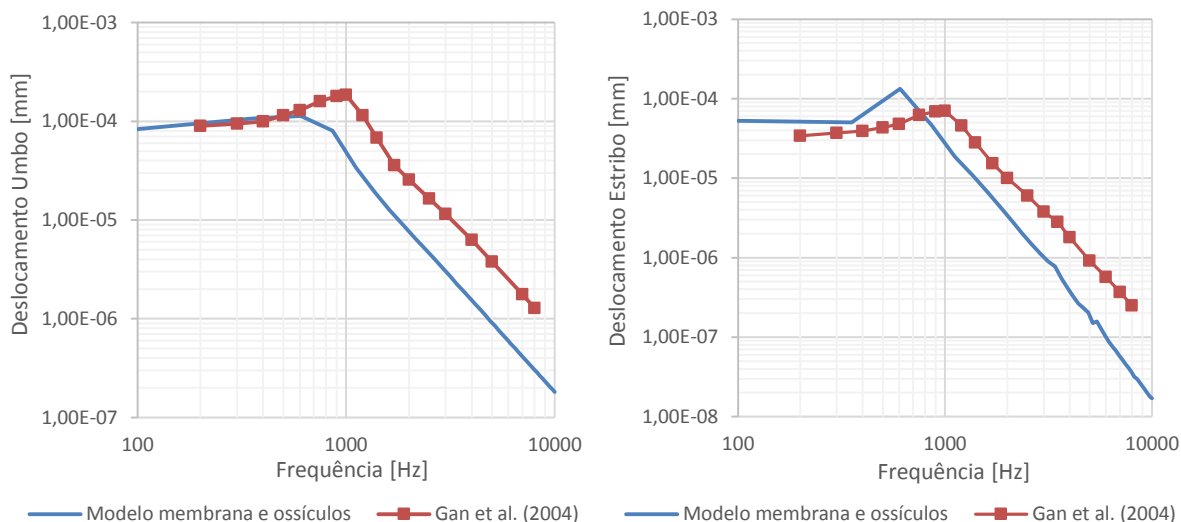


Figura 5.20: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 90 dB.

Verifica-se uma boa concordância entre os resultados obtidos e os publicados por Gan *et al.* [30]. O deslocamento no umbo no modelo elaborado mostra-se inferior ao publicado a partir de 600 Hz, sendo que até este valor é praticamente semelhante. Relativamente ao deslocamento na platina do estribo verifica-se um ligeiro pico a 600 Hz. O modelo apresenta resultados superiores até 800 Hz, a partir desta frequência os dados obtidos são inferiores aos publicados por Gan *et al.* [30].

Na Figura 5.21 é feita a comparação dos deslocamentos no umbo e na platina do estribo do modelo desenvolvido, com o modelo desenvolvido por Gentil [2] e com os resultados obtidos por Kurohawa *et al.* [44], quando aplicado um nível de pressão sonora de 105 dB.

Kurokawa *et al.* [44] obtém o deslocamento no umbo e na platina do estribo com base em 6 ossos temporais humanos masculinos, com idades compreendidas entre 61 e 74 anos, utilizando o instrumento científico Laser Doppler vibrometer. Os resultados foram obtidos para um nível de pressão sonora de 105 dB, aplicados sobre a membrana timpânica.

Gentil [2] determina os deslocamentos no umbo e na platina do estribo, com base no modelo composto pela membrana e cadeia ossicular. Atribui aos ligamentos um comportamento hiperelástico.

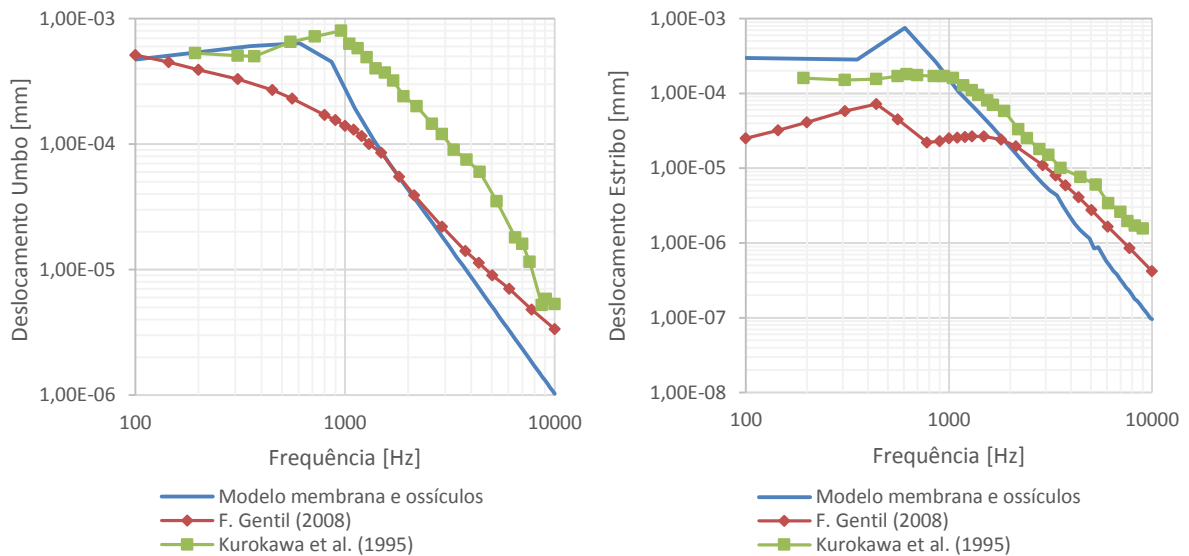


Figura 5.21: Comparação do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o nível de pressão sonora de 105 dB.

Em ambos os deslocamentos o modelo revela uma maior proximidade, nas baixas frequências ao modelo de Kurohawa *et al.* [44], enquanto nas altas frequências aproxima-se mais do modelo de Gentil *et al.* [2], ainda que em geral os comportamentos sejam análogos.

Na Figura 5.22 está representada a resposta em deslocamento do umbo, para um nível de pressão sonora de 80 dB aplicado na membrana timpânica, para uma audição normal e para uma audição com otosclerose. Está também apresentada a resposta em deslocamento do umbo para uma audição normal, obtida por Huber *et al.* [45], validada com base em 129 indivíduos com audição normal. Huber *et al.* [45] estudou também o ouvido médio com a presença de otosclerose, alterando o módulo de Young do ligamento anular, de forma que nas baixas frequências a perda auditiva fosse cerca de 30 dB.

Para o modelo desenvolvido o módulo de Young do ligamento anular aumentou de 1×10^4 Pa para 3×10^6 Pa (300 vezes maior), de maneira que a perda auditiva na platina do estribo em termos de deslocamento fosse de 30 dB.

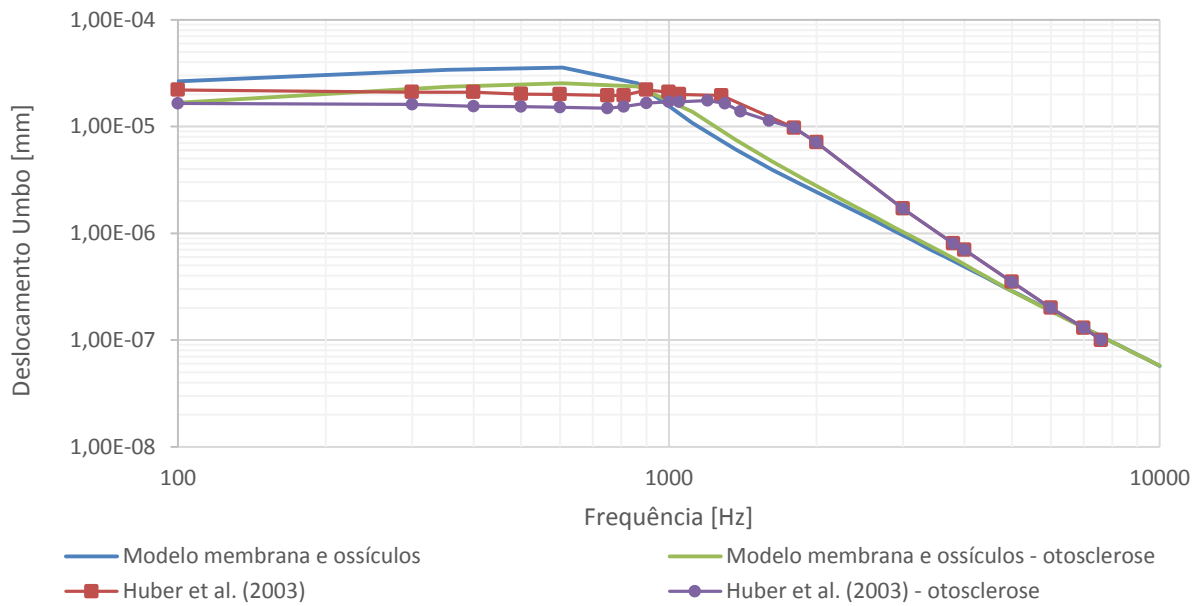


Figura 5.22: Resultados obtidos do deslocamento no umbo para o modelo simples normal e com otosclerose e respetiva comparação com trabalho publicado na literatura.

Verifica-se que a presença de otosclerose não altera em muito a resposta em deslocamento do umbo, as alterações mais visíveis encontram-se nas baixas frequências.

A Figura 5.23 mostra os deslocamentos obtidos para a platina do estribo para um nível de pressão sonora de 80 dB, aplicada na membrana timpânica, para uma audição normal e para uma audição com otosclerose. Estão representados ainda para comparação, os resultados obtidos por Huber *et al.* [45], tanto para ouvido normal como para o ouvido com a presença de otosclerose.

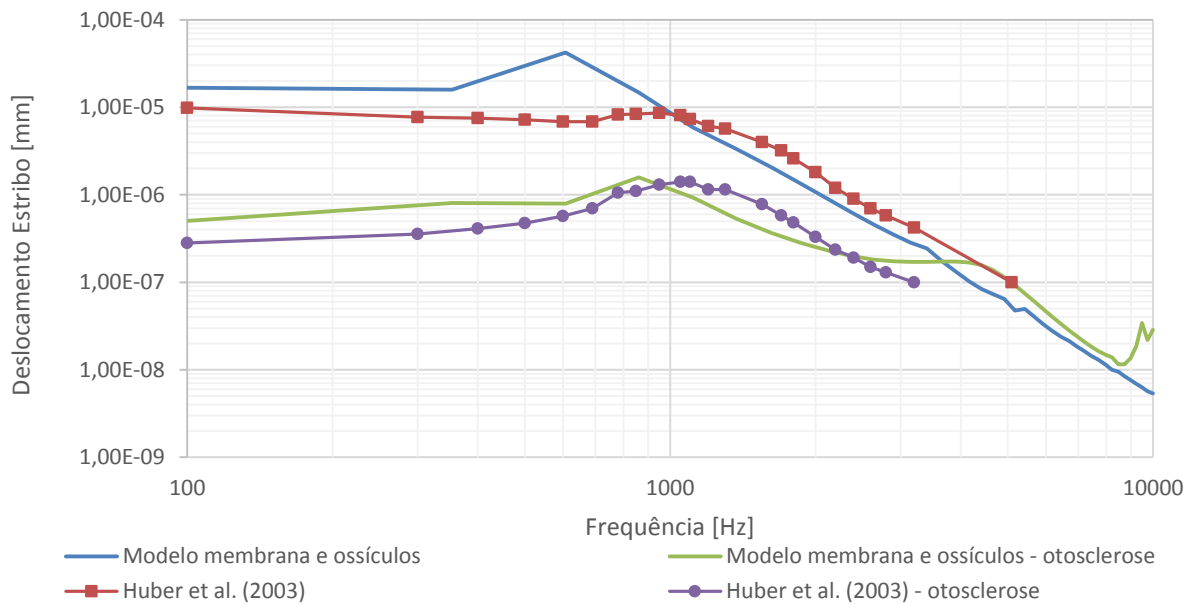


Figura 5.23: Resultados obtidos do deslocamento na platina do estribo para o modelo simples normal e com otosclerose e respetiva comparação com trabalho publicado na literatura.

Huber *et al.* [45] estudou a resposta em deslocamento do estribo com otosclerose até pouco mais de 3 kHz. O modelo concebido está muito próximo do publicado pelo autor citado anteriormente, na banda de frequências publicada pelo mesmo.

Verifica-se uma diminuição mais acentuada do deslocamento a baixas frequências (nível de deslocamento de aproximadamente 30 dB). O modelo desenvolvido está representado até 10 kHz, pode observar-se que o deslocamento é pouco influenciado a partir de 4 kHz. O modelo com otosclerose apresenta ainda um pico de deslocamento entre 9 kHz e 10 kHz.

Na Figura 5.24 está representado o nível de deslocamento na platina do estribo, para um ouvido com presença de otosclerose, tendo como referência um ouvido com audição normal. Verifica-se uma perda de 30 dB nas baixas frequências, diminuindo com o aumento da frequência. A 600 Hz verifica-se a perda máxima de 35 dB. Os valores obtidos estão próximos dos publicados por Huber *et al.* [45]. Entre 4 kHz e 9 kHz verifica-se um pequeno ganho no deslocamento do estribo, tornando-se ainda mais notável entre 9 kHz e 10 kHz, que atinge cerca de 12 dB.

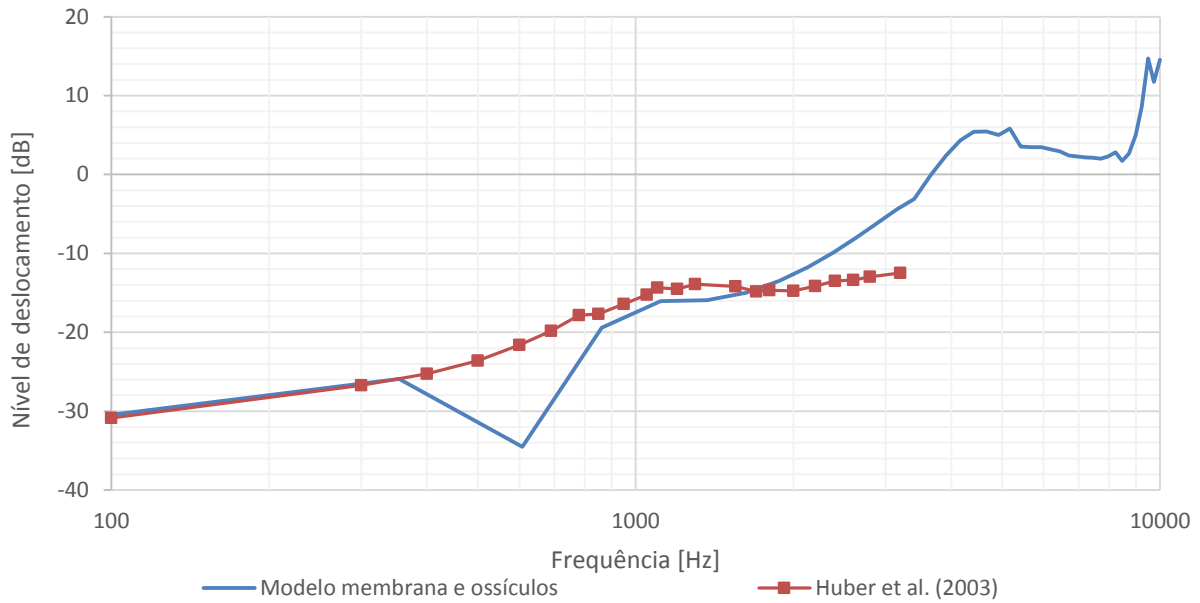


Figura 5.24: Nível de deslocamento na platina do estribo.

5.5.2.1 Modelo completo

O modelo completo é constituído pelo modelo simples acrescentado do ar no canal auditivo externo e na cavidade timpânica, a pele, a mandíbula e a cartilagem auricular. Foram efetuadas simulações ao modelo completo, com a finalidade de compreender a importância do acréscimo do ar no modelo, na banda de frequências de 100 Hz e 10 kHz. Foi determinada a resposta em regime estacionário no umbo (Nó: 472854) e no centro da platina (Nó: 421800), provocada por uma pressão acústica aplicada sobre o ar à entrada do canal auditivo externo. Na Figura 5.25 está representado os deslocamentos obtidos no umbo e na platina do estribo para os níveis de pressão sonora de, 0 dB (mínimo de audibilidade) e 60 dB, está também apresentado os resultados obtidos no modelo simples para comparação.

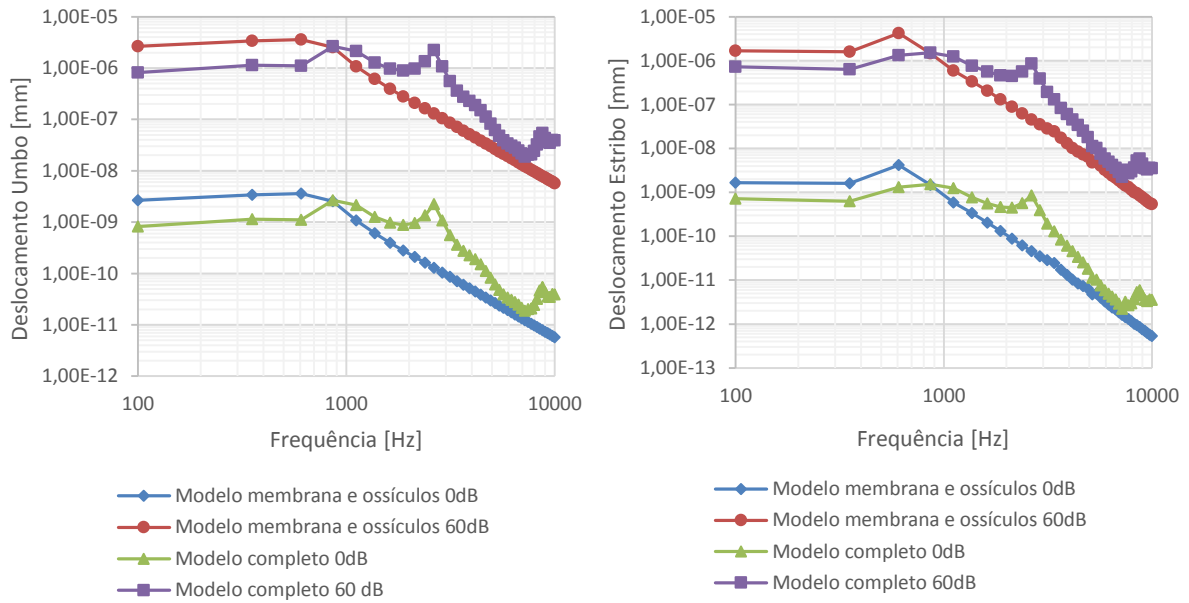


Figura 5.25: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo, entre o modelo simples e o modelo completo.

Relativamente ao deslocamento no umbo, para os dois níveis de pressão acústica, verifica-se no modelo completo, em relação ao modelo simples, uma pequena diminuição do deslocamento nas baixas frequências, e um leve aumento nas altas, sendo o aumento mais notório a cerca de 2 kHz.

Quanto ao deslocamento na platina do estribo, o caso é praticamente semelhante ao do umbo, apresentando também um pico de deslocamento a cerca de 2 kHz.

Na Figura 5.26 está representada a fase da resposta do deslocamento no umbo e na parte central da platina do estribo, para o modelo simples e para o modelo completo.

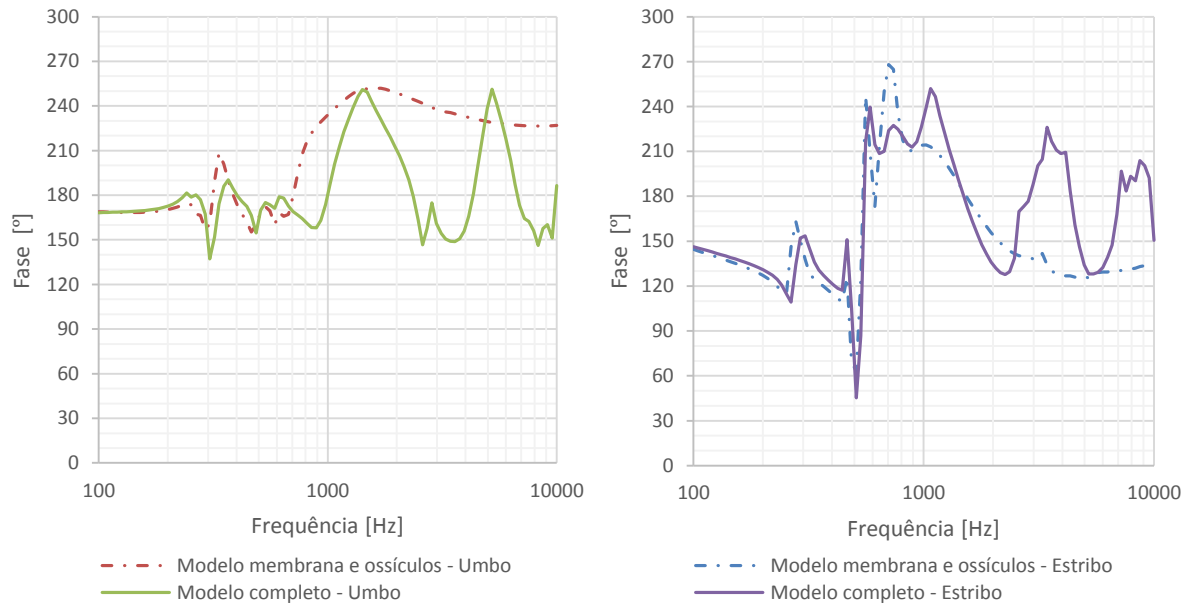


Figura 5.26: Comparação da fase no umbo e na platina do estribo, entre o modelo simples e o modelo completo.

A fase da resposta do deslocamento no umbo é praticamente igual para ambos os modelos nas baixas frequências. A partir de 1 kHz a fase da resposta do deslocamento no umbo no modelo completo diferencia-se da fase da resposta do deslocamento no modelo simples, apresentando um decréscimo na fase a partir de 1500 Hz até 2500 Hz de cerca de 90°. Entre 3500 Hz e 5000 Hz verifica-se um aumento da fase em cerca de 90°. A partir de 5000 Hz a fase desce novamente até aos 8 kHz, permanecendo próxima de 150°.

Relativamente à fase da resposta do deslocamento na platina do estribo os resultados obtidos para ambos os modelos estão próximos até cerca de 2500 Hz. Na fase da resposta do deslocamento da platina do estribo no modelo completo surge um pico a cerca de 3500 Hz, e outro a 8 kHz. A estes aumentos de fase estão associados um aumento do deslocamento que é visível na Figura 5.25.

Na Figura 5.27 está representado os resultados obtidos para o deslocamento no umbo e na platina do estribo para um nível de pressão sonora de 80 dB, aplicado sobre o ar à entrada do canal auditivo externo.

P.J. Prendergast *et al.* [46] obtém o deslocamento no umbo e na platina do estribo, com base num modelo de elementos finitos tridimensional, constituído pelo canal auditivo externo e o ouvido médio.

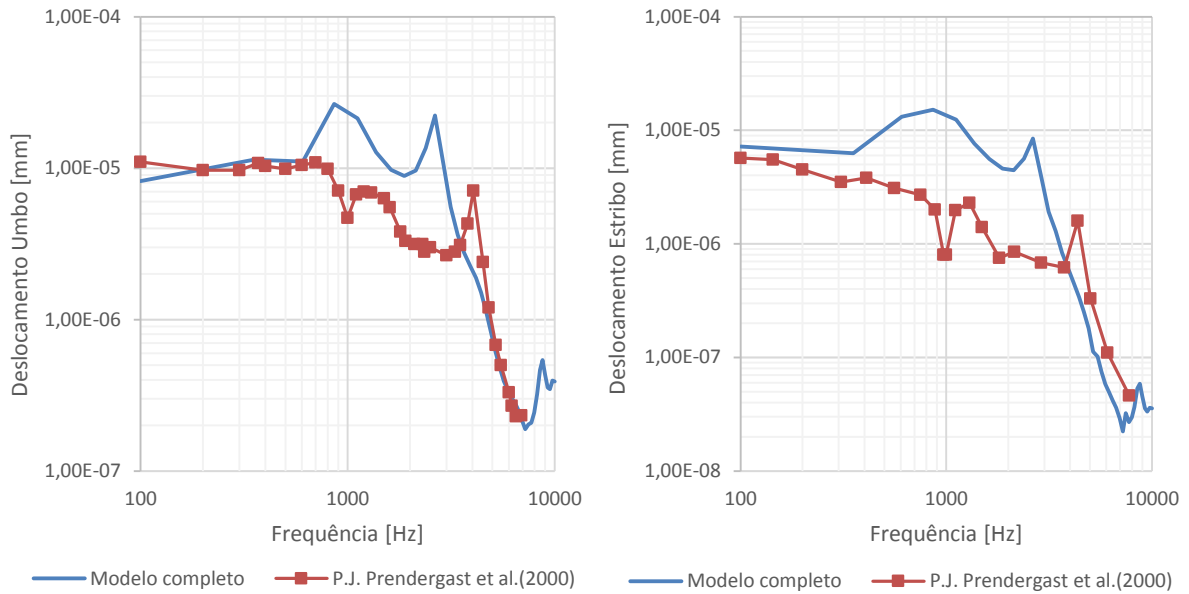


Figura 5.27: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo para um nível de pressão acústica de 80 dB.

Relativamente ao deslocamento no umbo verifica-se uma boa concordância nos resultados nas baixas e nas altas frequências. Entre 600 Hz e 4 kHz os valores obtidos são superiores aos publicados por P.J. Prendergast *et al.* [46]. P.J. Prendergast *et al.* prevê uma ressonância associada ao canal auditivo externo perto de 4 kHz, no modelo desenvolvido essa ressonância dá-se perto de 2 kHz.

No que diz respeito ao deslocamento na platina do estribo, os modelos apresentam deslocamentos muito próximos nas altas frequências. Nas baixas frequências o modelo desenvolvido apresenta valores de deslocamento superiores.

Os deslocamentos obtidos para um nível de pressão sonora de 90 dB, aplicado sobre o ar à entrada do canal auditivo externo, foi comparado com os resultados publicados por Gan *et al.* [30] e estão representados na Figura 5.28.

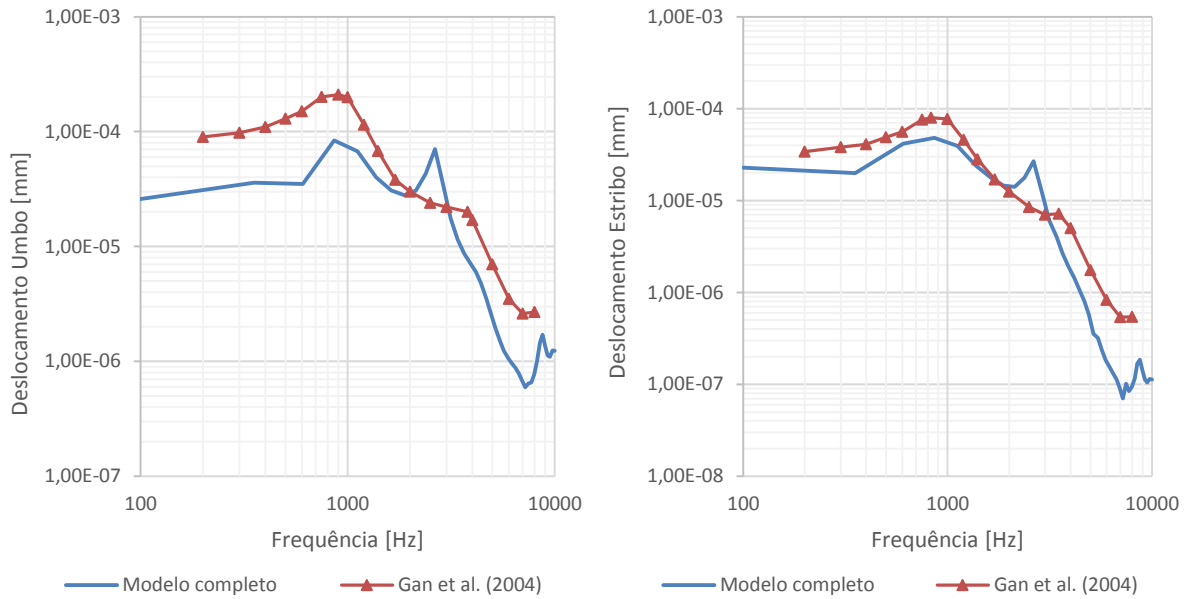


Figura 5.28: Comparação do deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo para um nível de pressão acústica de 90 dB.

Os resultados obtidos tanto para o deslocamento no umbo, como para o deslocamento na platina do estribo estão muito próximos dos publicados por Gan *et al.* [30]. Verifica-se como era de esperar um pequeno aumento do deslocamento no umbo e na platina do estribo em ambos os modelos entre 2 kHz e 3 kHz, devido ao efeito de ressonância do canal auditivo externo, sendo esse aumento mais pronunciado no modelo desenvolvido.

Na Figura 5.29 está representado os deslocamentos no umbo e na platina do estribo para o modelo completo normal e com otosclerose, para um nível de pressão de 80 dB, está ainda representado o nível de deslocamento na platina do estribo para um ouvido com presença de otosclerose, tendo como referência um ouvido com audição normal.

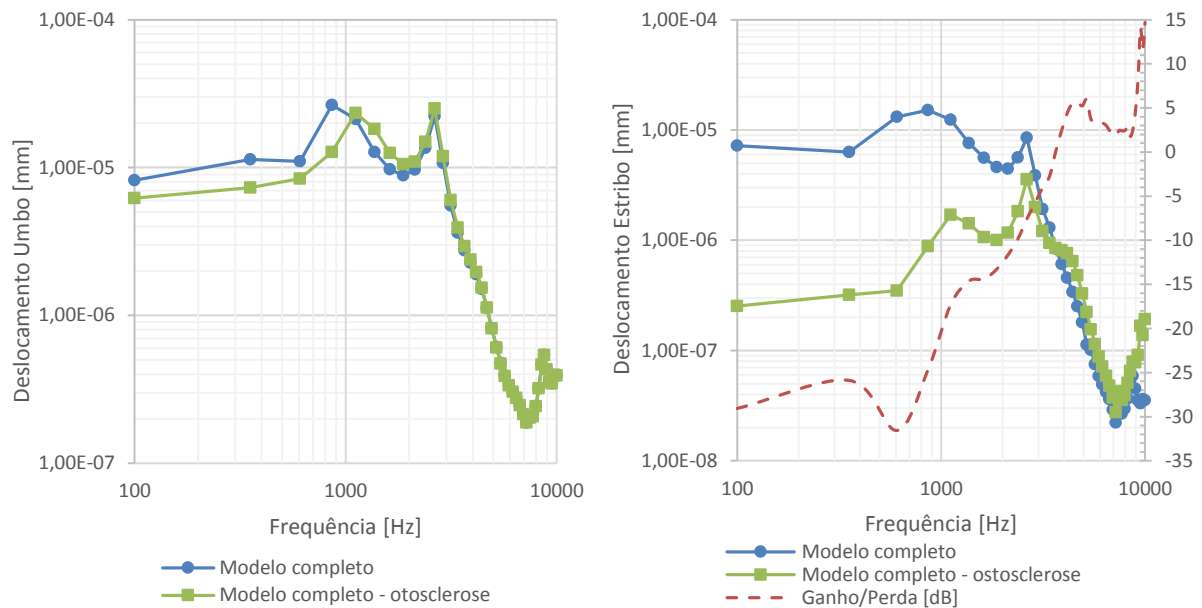


Figura 5.29: Resultados obtidos do deslocamento no umbo e na platina do estribo para o modelo completo normal e com otosclerose, para um nível de pressão acústica de 80 dB.

Os resultados obtidos na Figura 5.29 são muito parecidos com os obtidos no modelo simples, verificando-se uma perda mais acentuada nas baixas frequências.

Na Figura 5.30 estão representados os resultados obtidos do deslocamento no umbo para o modelo completo normal e com otite média. A otite média foi simulada alterando-se as propriedades do meio acústico na cavidade timpânica. O módulo volumétrico e a massa específica associada ao fluido que irá simular a otite média foram $2,2 \times 10^9$ Pa e 1000 kg/m^3 , respetivamente, obtendo-se uma velocidade do som no meio de 1483.24 m/s . Desta forma a cavidade timpânica ficou preenchida de líquido, sendo-lhe atribuído as propriedades da água.

Na Figura 5.31 estão representados os resultados obtidos para o deslocamento na platina do estribo para o modelo completo normal e com otite média. Está ainda representado a linha a tracejado, o nível de deslocamento na platina do estribo.

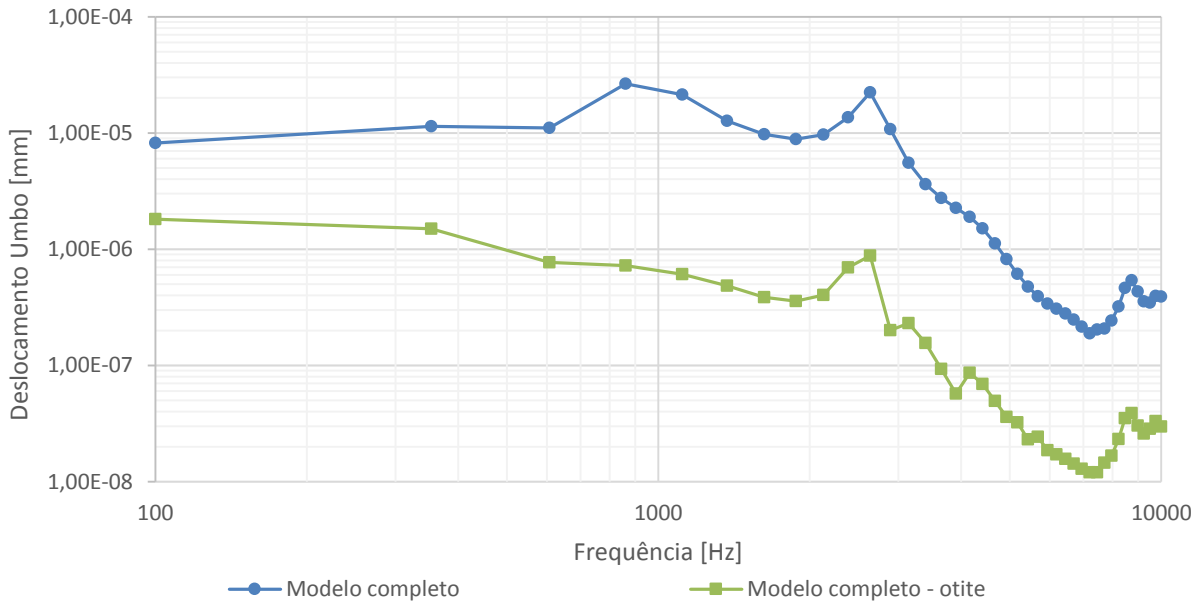


Figura 5.30: Resultados obtidos do deslocamento no umbo para o modelo completo normal e com otite média, para um nível de pressão acústica de 80 dB.

O deslocamento no umbo devido à patologia, otite média, decai praticamente em toda a banda de frequência, com maior acentuação nas frequências em torno de 1 kHz.

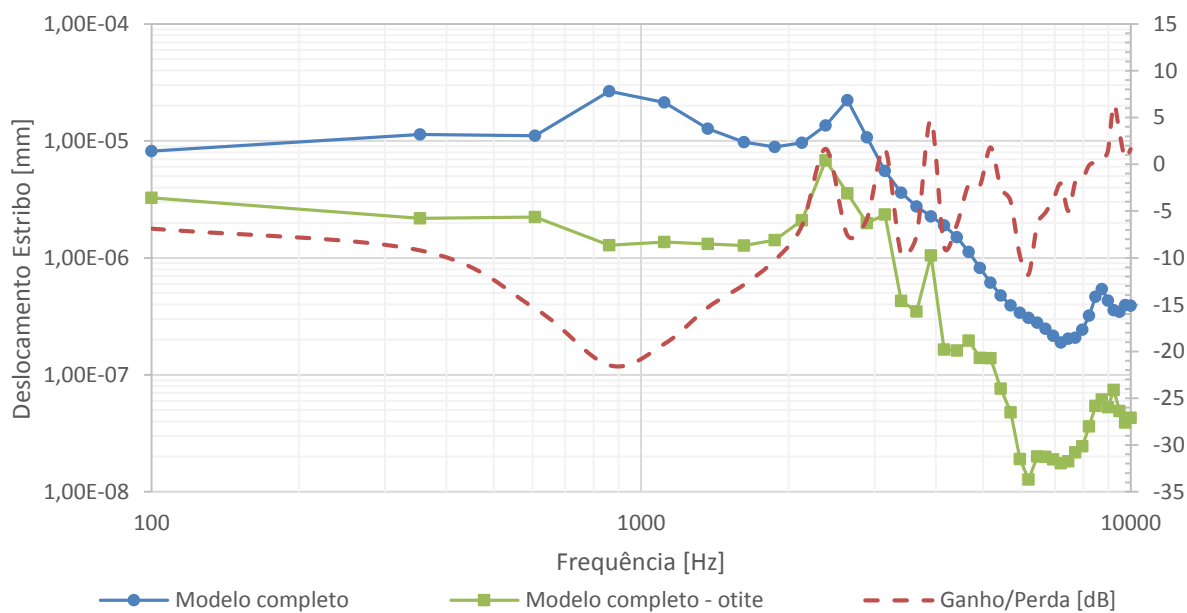


Figura 5.31: Resultados obtidos do deslocamento na platina do estribo para o modelo completo normal e com otite média, para um nível de pressão acústica de 80 dB.

Relativamente ao deslocamento na platina do estribo verifica-se também um maior decréscimo em torno da frequência, 1 kHz, sendo o nível de deslocamento de aproximadamente -30 dB. As baixas frequências são as que têm maior decaimento do deslocamento, por comparação com as altas frequências.

Na Figura 5.32 estão apresentadas as primeiras 40 frequências naturais do modelo completo normal, do modelo com otosclerose e do modelo com otite média.

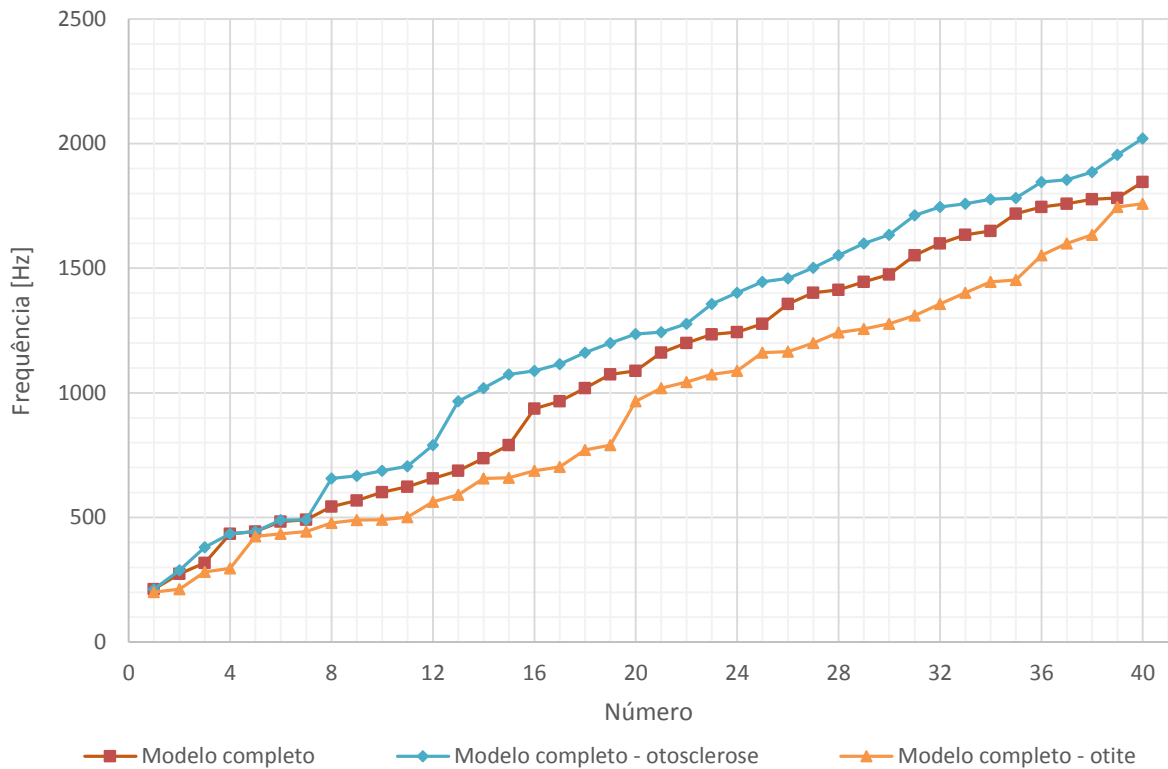


Figura 5.32: Frequências naturais para o modelo completo normal e com as patologias.

Verifica-se que as sete primeiras frequências naturais são levemente afetadas com a introdução da patologia no modelo. Da sétima frequência natural até à quadragésima o modelo com otosclerose apresenta frequências naturais sempre um pouco superiores ao modelo normal, enquanto o modelo com otite média apresenta frequências naturais um pouco abaixo.

A Figura 5.33 e a Figura 5.34 mostra a distribuição de pressão acústica ao longo do canal auditivo externo, para a frequência de 4 kHz e 8 kHz, respetivamente, quando aplicado um nível de pressão sonora de 90 dB sobre o ar à entrada do canal auditivo externo.

Os resultados mostram que a distribuição da pressão acústica no canal auditivo externo é praticamente uniformemente nas baixas frequências ($f < 1$ kHz). Para frequências superiores a 1 kHz existe uma variação da pressão acústica ao longo canal auditivo externo.

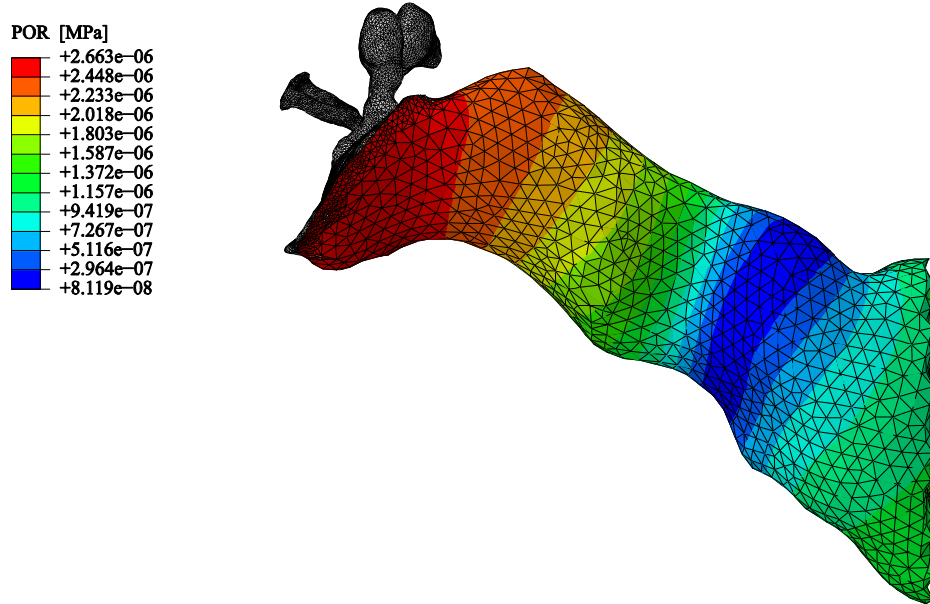


Figura 5.33: Distribuição da pressão acústica no canal auditivo externo quando aplicado um nível de pressão na entrada do canal de 90 dB, para a frequência de 4 kHz.

A pressão acústica máxima atingida no final do canal auditivo externo para a frequência de 4 kHz, toma o valor de cerca 2,7 Pa, no trabalho publicado por Gan *et al.* [30], a mesma pressão acústica obtida foi de aproximadamente 2,5 Pa.

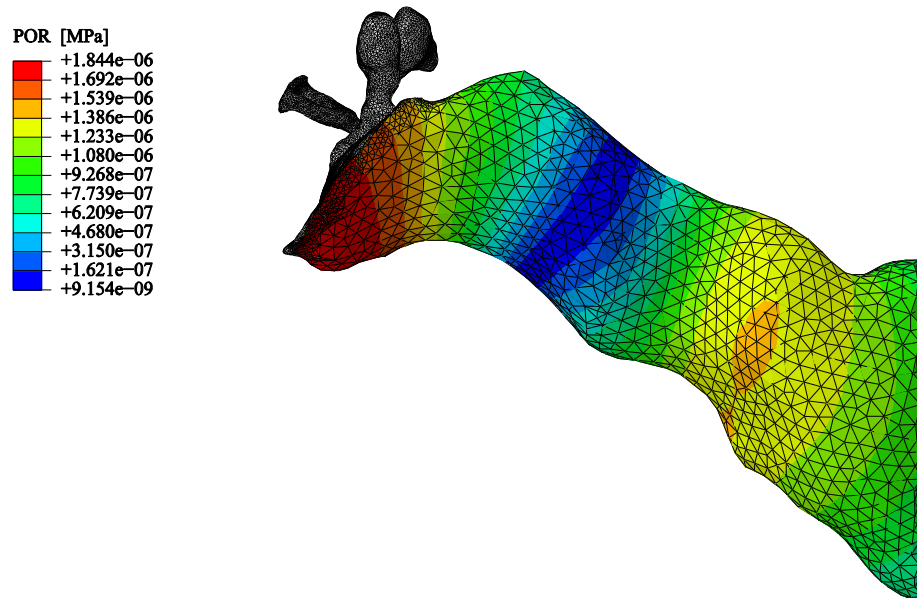


Figura 5.34: Distribuição da pressão acústica no canal auditivo externo quando aplicado um nível de pressão na entrada do canal de 90 dB, para a frequência de 8 kHz.

A Figura 5.33 e a Figura 5.34 demonstraram o papel fundamental do canal auditivo externo, em melhorar significativamente a intensidade do som nas altas frequências.

6. Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Na presente dissertação simulou-se e analisou-se o comportamento biomecânico do ouvido humano. Desenvolveram-se dois modelos geométricos: um simples constituído pela membrana, ossículos, ligamentos, músculos e parte do osso temporal e um completo composto pelo modelo simples acrescido do ar do canal auditivo externo e da cavidade timpânica, da cartilagem auricular, da pele e da mandíbula. As propriedades mecânicas foram obtidas da literatura e foram aplicadas as respetivas condições fronteira.

Foi realizado um primeiro estudo das frequências naturais de ambos os modelos, comparando-se posteriormente com outros publicados na literatura. Verificou-se que ambos os modelos apresentam frequências praticamente semelhantes até à nona frequência natural. A partir desta, o modelo completo apresenta valores progressivamente inferiores em relação ao modelo simples.

O segundo estudo envolveu uma análise dinâmica para ambos os modelos, onde se obtêm os deslocamentos em regime permanente do umbo e parte central da platina do estribo, para diferentes níveis de pressão sonora. No modelo simples a pressão sonora é aplicada sobre a membrana timpânica, enquanto no modelo completo a pressão sonora é aplicada sobre o ar à entrada do canal auditivo externo. A banda de frequência em análise foi de 100 Hz a 10 kHz.

Comparando a resposta do deslocamento, para o mesmo nível de pressão sonora entre ambos os modelos verifica-se, que o modelo completo apresenta um pico de deslocamento perto de 2 kHz, o que está relacionado com efeitos de ressonância do som no canal auditivo externo.

Os resultados dos deslocamentos obtidos para os dois modelos, para os diferentes níveis de pressão sonora foram comparados com outros publicados na literatura, obtendo-se uma boa concordância.

Foi determinada a fase das respostas dos deslocamentos no umbo e na platina do estribo para ambos os modelos. Verificou-se que a fase da resposta é independente do nível de pressão sonora aplicado. A fase é praticamente idêntica para baixas frequências entre os dois modelos estudados. Nas altas frequências o modelo completo apresenta várias mudanças de fase,

enquanto o modelo simples é praticamente estável, isto para o umbo como para a platina do estribo.

Os modelos desenvolvidos foram também utilizados para simular as patologias: otosclerose e otite média. No modelo simples foi simulada a patologia, otosclerose, para isso a rigidez do ligamento anular foi aumentada 300x, a pressão sonora aplicada na membrana timpânica foi de 80 dB SPL. Os resultados obtidos do deslocamento no umbo e na platina do estribo foram comparados com os obtidos por Huber *et al.* [45], verificando-se uma boa proximidade. No modelo completo foi estudada as patologias: otosclerose e otite média. Verificou-se no caso da otosclerose que a perda auditiva é mais acentuada nas baixas frequências ($f < 1$ kHz), pois o deslocamento na platina do estribo sofre um maior decréscimo para essas mesmas frequências. O deslocamento no umbo praticamente não sofre alteração. Relativamente à patologia, otite média, verificou-se uma diminuição do deslocamento no umbo em toda a banda de frequências, na platina do estribo a atenuação do deslocamento foi maior para frequências em torno de 1 kHz.

Foram determinadas as primeiras 40 frequências naturais dos modelos: normal, com otosclerose e com otite média. Constatou-se que relativamente ao modelo normal, o modelo com otosclerose apresenta frequências naturais um pouco superiores, enquanto o modelo com otite média apresenta valores relativamente inferiores.

A análise acústica-estrutural demonstrou que o pico nos valores dos deslocamentos do umbo e da platina do estribo ocorrerem perto de 2 kHz. Isto mostra que a configuração geométrica do canal auditivo externo intervém na transmissão sonora até à membrana timpânica. De facto, a distribuição da pressão acústica ao longo do canal auditivo externo está relacionada com a frequência da onda sonora. Os resultados da análise acústica-estrutural mostraram uma variação da pressão acústica ao longo do canal auditivo externo para frequências superiores a 1 kHz.

O estudo realizado abordou uma pequena parte das patologias do ouvido médio. A análise sobre a patologia, otite média, poderia ainda ser mais aprofundada, estudando a influência da quantidade de fluido presente na cavidade timpânica, no deslocamento do umbo e da platina do estribo. Uma futura aplicação deste trabalho poderá relacionar-se com o estudo de perfurações timpânicas, com o objetivo de avaliar as alterações do ouvido humano originadas por este tipo de patologia. Outro tipo de patologia com interesse em estudo seria a colesteatoma definido pela presença de tecido epitelial no interior do ouvido médio, associado à presença de microrganismos, reação inflamatória e libertação de toxinas, leva à progressiva erosão das estruturas ossiculares, martelo, bigorna e estribo.

7. Referências e Bibliografia

1. Batiz, E.C., *Fisiologia Do Trabalho*. 2003.
2. Gentil, F., *Estudo Biomecânico do Ouvido Médio*. 2008, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
3. Gentil, F., Jorge, R., Ferreira, A., Parente, M., Moreira, M., Almeida, A., *Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido médio*, in *Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*. 2007. p. 177-187.
4. Domingues, J., Mendonça, F., Almeida, J., Pereira, S., Sousa, M.T., rev., *Anatomia cirúrgica do osso temporal*. 2011.
5. Seeley, R., Stephens, T., Tate, P., *Anatomia e Fisiologia*. 6ª ed. 2003.
6. Bento, R.F., *Tratado de Otologia*. 1998: EDUSP. 482.
7. Garbe, C.A., *Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano*, in *Engenharia Biomédica*. 2010, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
8. Marques, M.C., *Estudo Biomecânico para a Reabilitação do Ouvido Médio Humano*, in *Bioengenharia*. 2012, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
9. Standring, S., *GRAY'S Anatomia*. 40 ed. 2010.
10. Junqueira, L.C., Carneiro, J., *Histologia Básica*. 11 ed. 2008, Rio de Janeiro.
11. Meldau, D.C. *Aparelho Vestibular*. 03/02/2014]; Available from: <http://www.infoescola.com/anatomia-humana/aparelho-vestibular/>.
12. Kinsler, L.E., *Fundamentals of acoustics*. 2000: Wiley.
13. López, M.R., *Acústica arquitectónica aplicada*. 1999: Paraninfo.
14. Guerra, R., *Acústica Curso de Terapêutica da Fala*. 2006, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve, Departamento de Física.
15. Gentil, F., *Psicoacústica*. 2013/2014.
16. Delgado, T.A.F., *Surdez e participação no mercado de trabalho*. 2012, Universidade Nova de Lisboa.
17. *BIAP - International bureau for Audiophonology*. Available from: <http://www.biap.org/>.
18. Hoffman, R., *Otosclerosis*, in *Volta Review*. 1997, Volta Review.
19. Testa, J.R.G., et al., *Otosclerosis: stapedotomy results*. Revista Brasileira de Otorrinolaringologia, 2002. **68**(2): p. 251-253.
20. Gentil, F., et al., *Otosclerosis and its correction*.
21. Guimarães, A., et al., *Cirurgia estapédica na otosclerose: análise retrospectiva de resultados*. 2010.
22. Ravicz, M.E., J.J. Rosowski, and S.N. Merchant, *Mechanisms of hearing loss resulting from middle-ear fluid*. Hear Res, 2004. **195**(1-2): p. 103-30.

23. Gan, R.Z., C. Dai, and M.W. Wood, *Laser interferometry measurements of middle ear fluid and pressure effects on sound transmission*. J Acoust Soc Am, 2006. **120**(6): p. 3799-810.
24. Veras, R.P. and L.C. Mattos, *Audiologia do envelhecimento: revisão da literatura e perspectivas atuais*. Rev Bras Otorrinolaringol, 2007. **73**(1): p. 128-34.
25. Paço, J., et al., *Otitis na prática clínica: guia de diagnóstico e tratamento*. 2010.
26. Rodrigues, J.D., *Apontamentos de Vibrações de Sistemas Mecânicos*. 2013, Departamento de Engenharia Mecânica: Faculdade de Engenharia da U.PORTO.
27. Nielsen, A.H., et al., *The visible ear*, in *Faculty of Engineering and Science*. 2005, Aalborg University.
28. *Abaqus Standard, Version 6.12.1*.
29. Wever, E.G. and M. Lawrence, *Physiological acoustics*. 1982: Princeton University Press.
30. Gan, R.Z., B. Feng, and Q. Sun, *Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission*. Ann Biomed Eng, 2004. **32**(6): p. 847-59.
31. Mukherjee, S., A. Chawla, and B. Karthikeyan, *A review of the mechanical properties of human body soft tissues in the head, neck and spine*. Institute of Engineers Journal. **87**.
32. Sun, Q., et al., *Computer-integrated finite element modeling of human middle ear*. Biomech Model Mechanobiol, 2002. **1**(2): p. 109-22.
33. Gentil, F., et al., *The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments: a finite element analysis*. Proc Inst Mech Eng H, 2011. **225**(1): p. 68-76.
34. Obrist, D., *Numerical simulation of the endolymph flow in a semicircular canal*. PAMM, 2007. **7**(1): p. 4100029-4100030.
35. Issakainen, J., et al., *Method for calibration of step length and arrangement utilizing the method*. 2005, Google Patents.
36. Bergman, T.L. and F.P. Incropera, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*. 2011: Wiley.
37. *Abaqus Analysis User's Manual*. 2012.
38. Azhari, H., *Appendix A: Typical Acoustic Properties of Tissues*, in *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*. 2010, John Wiley & Sons, Inc. p. 313-314.
39. Bornitz, M., et al., *Identification of parameters for the middle ear model*. Audiology and Neurotology, 1999. **4**(3-4): p. 163-169.
40. Liu, T.-C., et al., *Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis*. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, 2006. **18**(05): p. 214-221.
41. Nishihara, S. and R. Goode, *Measurement of tympanic membrane vibration in 99 human ears*. Middle ear mechanics in research and otosurgery. Dresden University of Technology, Dresden, Germany, 1996: p. 91-93.
42. Huber, A., et al. *The vibration pattern of the tympanic membrane after placement of a total ossicular replacement prosthesis*. in *Proceeding of the International Workshop on middle ear mechanics in research and otosurgery*. Dresden, Germany. 1997.
43. Nishihara, S., H. Aritomo, and R.L. Goode, *Effect of Changes in Mass on Middle Ear Function*. Otolaryngology -- Head and Neck Surgery, 1993. **109**(5): p. 899-910.
44. Kurokawa, H. and R.L. Goode, *Sound pressure gain produced by the human middle ear*. Otolaryngology--Head and Neck Surgery, 1995. **113**(4): p. 349-355.

45. Huber, A., et al., *Fixation of the anterior malleolar ligament: diagnosis and consequences for hearing results in stapes surgery*. ANNALS OF OTOTOLOGY RHINOLOGY AND LARYNGOLOGY, 2003. **112**(4): p. 348-355.
46. Ferris, P. and P. Prendergast, *Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement*. Journal of Biomechanics, 2000. **33**(5): p. 581-590.