

Carolina Ana Garbe

Modelo computacional do ouvido médio e interno

Tese apresentada à

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

para a obtenção do grau de Doutor em Segurança e Saúde Ocupacionais

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Junho de 2017

*“O que prevemos raramente ocorre;
o que menos esperamos geralmente acontece.”*
(Benjamin Disraeli)

Agradecimentos

A realização desta tese contou com importantes apoios e incentivos sem os quais não se teria tornado uma realidade e aos quais estarei eternamente grata.

A Deus por me amparar nos momentos difíceis, me dar força interior para superar as dificuldades, mostrar os caminhos nas horas incertas e me suprir em todas as minhas necessidades.

Agradeço em especial aos meus pais que sempre primaram pela minha educação, mesmo quando tiveram de abrir mão das necessidades pessoais. Obrigada minha querida mãe pelo seu incentivo e apoio, você mais do que ninguém sabe o quão difícil é abrir mão de estar com a família para tornar realidade a finalização de um curso. Obrigada meu pai, pela sua insistência e por nunca deixar eu desistir dos sonhos iniciados. Provavelmente se não fossem vocês e os puxões de orelha, eu teria desistido. O meu amor e respeito por vocês é incondicional!

Ao meu marido António, muito obrigada pela paciência e carinho, mesmo nos momentos que eu não era tão merecedora. Você esteve presente nessa etapa de minha vida desde o primeiro dia e nunca deixou de estar comigo principalmente nos momentos menos alegres, de angústia, desânimo e até depressão. Muito obrigada meu amor!

Muito obrigada ao meu irmão Ernesto e a minha cunhada Sabine pelo sempre apoio e principalmente pelos lindos sobrinhos que me deram nesse período, Louise e Walter. A alegria deles presente em minha vida foi fundamental para recarregar as minhas energias nos momentos em que precisava descontraí-los. Obrigada por vocês existirem em minha vida!

Agradeço aos meus orientadores pelo sempre disponibilidade, compreensão e principalmente paciência. Ao Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge, meu orientador, o qual admiro muito por sua inteligência e principalmente por seu poder em conseguir manter uma equipe tão unida quanto a nossa equipe sempre foi. Os meus mais sinceros agradecimentos a minha coorientadora Professora Doutora Maria Fernanda Gentil Costa, pela sua disponibilidade constante, dedicação, ensinamentos, carinho e amizade, sem os quais com certeza eu também não teria conseguido finalizar esse trabalho. Ao professor Doutor Marco Parente, meu coorientador, o meu obrigado pela ajuda que me prestou. Obrigada professores por contribuírem desde o início para a concretização deste trabalho e que sem esta contribuição teria sido muito mais difícil!

Ao professor Doutor António Barbedo Magalhães, pela iniciativa e criação do Programa Doutoral em Segurança e Saúde Ocupacional. A professora Doutora Olívia Castro Pinho pelo sempre acompanhamento e disponibilidade em organizar encontros do Programa Doutoral em Segurança e Saúde Ocupacional.

Ao apoio da FCT – Fundação para Ciência e Tecnologia através da Bolsa de referência SFRH/BD/74731/2010, e do projeto “Estudo bio computacional do zumbido” (PTDC/SAU-BEB/104992/2008), sem os quais este trabalho não seria possível.

Este trabalho foi parcialmente desenvolvido no âmbito da operação NORTE-01-0145-FEDER-000022 – SciTech – Science and Technology for Competitive and Sustainable Industries, cofinanciado pelo Programa Operacional Regional do Norte (NORTE2020), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

A colaboração prestada pelo IDMEC – Instituto de Engenharia Mecânica e por seus colaboradores, em particular ao Senhor Professor António Augusto Fernandes, ao Sr. Professor Eduardo Oliveira Fernandes e a Júlia Meira, querida companheira que sempre incentivou muito.

Por fim, a todos os colegas que de alguma maneira contribuíram com suas pertinentes opiniões emitidas sobre várias questões. Agradeço em especial a minha querida amiga Thuane, minha madrinha de casamento, que me acompanhou desde a finalização do Mestrado ao início do Doutorado. As histórias que nós vivemos estarão sempre guardadas em minha memória e principalmente em meu coração, são únicas e inesquecíveis. Minha querida amiga Mariana Banea, uma das primeiras pessoas que conheci em Portugal. Muito obrigada pela sua paciência com as “brasileiras” e muito obrigada por sua amizade que sempre foi tão importante para mim. Querida Luana Souto Barros, minha companheira de curso e minha madrinha, obrigada por fazer parte dessa fase da minha vida e segurar as pontas sempre que foi preciso. Meninas essa conquista chegou ao fim graças ao apoio de vocês! Minha querida amiga de infância Susana Dreveck obrigada por tudo e por ser essa querida amiga, que sempre apoia em todos os momentos da minha vida, dando-me sempre muito incentivo e força. Albertina, mais uma vez obrigada por ter aberto o caminho para assim eu poder fazer essa longa caminhada, serei eternamente grata a você. Bruno Areias, muito obrigada pelo seu contributo nessa fase final do trabalho.

Obrigada a todos que de alguma maneira contribuíram para a realização deste sonho. Nestes anos em que tive essa tarefa, compreendi que um trabalho deste gênero acaba por ser a extensão da vida de quem escreve ou concretiza. Portanto, para que algo seja produzido com estima, primeiramente devemos construir valores reais dentro de nós. Por esse motivo, agradeço mais uma vez a todas as pessoas que me encorajaram e deram-me sempre força, principalmente emocional e psicológica, para que essa etapa da minha vida fosse vencida com o real valor merecido.

Modelo computacional do ouvido médio e interno

por

Carolina Ana Garbe

Tese submetida para o grau de Doutor em Segurança e Saúde Ocupacional da Universidade do Porto, realizada sob a orientação e coorientação de

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa

Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente

Resumo

O objetivo geral do trabalho foi desenvolver um modelo computacional que incluía o ouvido médio e interno permitindo desse modo uma análise mais completa da biomecânica do ouvido humano. O modelo é constituído pela cadeia tímpano/ossicular (membrana timpânica, ossículos, ligamentos, músculos, tendões), e ouvido interno (cóclea, vestíbulo, janela redonda, escala vestibular, timpânica e média) incluindo a interação fluido/estrutura. Após a construção, foi feita a discretização do modelo usando o método dos elementos finitos (MEF) e foram atribuídas as respetivas propriedades mecânicas e condições de fronteira ao modelo. Efetuou-se a simulação do modelo para aplicação de um nível de pressão sonora uniforme entre 0 e 130 dB SPL ao longo de uma gama frequencial entre 100Hz e 10kHz. Após a simulação realizou-se a recolha e análise de dados, sendo este último realizado sob a forma de comparação dos resultados do presente estudo com os de outros autores da literatura. Efetuou-se também o estudo de algumas patologias auditivas que atingem o ouvido humano (perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose) e verificou-se o efeito destas patologias ao nível do ouvido médio e interno. Foram também realizados estudos dos materiais utilizados em próteses do estribo e analisado o efeito da utilização de uma prótese total do ouvido médio. Os resultados obtidos com o presente modelo encontram-se próximos dos resultados obtidos por outros autores presentes na literatura. O modelo computacional contribui para compreender como as estruturas alteradas do ouvido, tanto no que diz respeito às patologias estudadas como nos estudos das próteses, são capazes de influenciar na audição. Os estudos aqui apresentados são de suma importância para que os modelos biomecânicos fiquem cada vez mais próximos da realidade e possam realmente vir a contribuir na prática clínica ou como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de próteses de ouvido que auxiliem as pessoas com deficiência auditiva.

Computational model of the middle and inner ear

by

Carolina Ana Garbe

Thesis submitted for the degree of PhD in Safety and Occupational Health, Faculty of Engineering, University of Porto,
under the orientation and co-orientation

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge

Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa

Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente

Abstract

The general objective of the work was to develop a computational model that includes the middle and inner ear, thus allowing a more complete analysis of the biomechanics of the human ear. The model consists of the tympanic/ossicular chain (tympanic membrane, ossicles, ligaments, muscles, tendons), and inner ear (cochlea, vestibule, round window, vestibular scale, tympanic scale and middle scale) including fluid/structure interaction. After the construction, the model was discretized using the finite element method (FEM) and the respective mechanical properties and boundary conditions were assigned to the model. The model was simulated to apply a uniform sound pressure level between 0 and 130 dB SPL over a frequency range between 100 Hz and 10 kHz. After the simulation, the data were collected and analyzed, the latter being performed as a comparison of the results of the present study with those of other authors in the literature. The study of some auditory pathologies affecting the human ear (tympanic perforation, myringosclerosis and otosclerosis) was also carried out and the effect of these pathologies was verified at the middle and inner ear. Studies of the materials used in staples prostheses were also carried out and the effect of the use of a total middle ear prosthesis was analyzed. The results obtained with the present model are close to the results obtained by other authors present in the literature. The computational model contributes to a better understanding of how the altered structures of the ear, both in relation to the pathologies studied and in the studies of the prostheses, are capable of influencing the hearing. The studies presented here are extremely important for biomechanical models to become closer to reality and to actually contribute to clinical practice or as an auxiliary tool in the development of prostheses of ear that assist the people with auditory deficiency.

ÍNDICE

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas.....	xxi
Lista de Abreviaturas.....	xxiii
Lista de Símbolos	xxv
Capítulo 1	1
<i>Introdução</i>	1
1.1 Saúde ocupacional e deficiência auditiva.....	1
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo geral.....	3
1.2.2 Objetivo específico.....	3
1.3 Estudos do ouvido	4
1.4 Apresentação da tese	9
Capítulo 2	11
<i>Sistema auditivo – anatomia e fisiologia</i>	11
2.1 Descrição geral.....	11
2.2 Sistema auditivo periférico.....	12
2.2.1 Ouvido externo.....	12
2.2.2 Ouvido médio.....	13
2.2.2.1 Paredes da caixa timpânica.....	14
2.2.2.2 Cadeia ossicular.....	18
2.2.2.3 Ligamentos, músculos e articulações do ouvido médio	20
2.2.3 Ouvido interno.....	21
2.2.3.1 Estrutura interna da cóclea	22
2.2.3.2 A membrana de Reissner.....	24
2.2.3.3 A membrana Basilar	24
2.2.3.4 O órgão de Corti.....	26
2.3 Disfunções auditivas.....	28
2.3.1 Graus de surdez	28

2.3.2 Tipos de surdez.....	29
2.3.3 Configuração da perda.....	30
2.4 Patologias auditivas	32
2.4.1 Otite externa	32
2.4.2 Otite média	33
2.4.3 Mastoidite aguda	36
2.4.4 Miringosclerose e timpanosclerose	37
2.4.5 Perfuração da membrana timpânica	38
2.4.6 Descontinuidade da cadeia ossicular	39
2.4.7 Bolsas de retração.....	40
2.4.8 Barotite média	41
2.4.9 Otosclerose	41
2.4.10 Doença de <i>Ménière</i>	43
2.4.11 Nevrite vestibular	43
2.4.12 Perda auditiva induzida pelo ruído.....	44
2.4.13 Perda de audição relacionada com a idade	44
2.4.14 Tumores do nervo auditivo.....	45
Capítulo 3	47
<i>Acústica e mecanismos da audição</i>	47
3.1 Introdução.....	47
3.2 Sistemas vibratórios	48
3.2.1 Oscilações livres e oscilações forçadas	51
3.3 Ondas.....	54
3.3.1 Impedância acústica	56
3.3.2 Campos sonoros	57
3.3.3 Intensidade, potência acústica e pressão sonora	59
3.4 Psicoacústica	62
3.4.1 Percepção dos sons	65
3.4.2 Limiares auditivos	67
3.4.3 Percepção espacial.....	68
Capítulo 4	69
<i>Modelo computacional do ouvido médio e interno</i>	69
4.1 Introdução.....	69

4.2 Construção do modelo geométrico	74
4.3 Discretização do modelo geométrico	78
4.4 Propriedades dos materiais utilizados	98
4.5 Condições de fronteira.....	104
4.6 Modelo com perfuração timpânica.....	108
4.7 Modelo com miringosclerose	110
4.8 Modelo com otosclerose.....	113
4.9 Modelo para análise dos materiais utilizados em próteses do estribo	114
4.10 Modelo com prótese total do ouvido médio.....	116
Capítulo 5	119
<i>Comportamento biomecânico do modelo computacional</i>	119
5.1 Introdução.....	119
5.2 Análise dos deslocamentos do umbo.....	122
5.3 Análise dos deslocamentos da platina do estribo	127
5.4 Análise dos deslocamentos da membrana basilar	132
5.5 Análise das pressões acústicas na escala vestibular	136
5.6 Resultados da simulação de perfuração timpânica	141
5.7 Resultados da simulação de miringosclerose	148
5.8 Resultados da simulação de otosclerose.....	158
5.9 Estudo dos materiais utilizados em próteses do estribo	165
5.10 Estudo do comportamento do ouvido com prótese total do ouvido médio	168
Capítulo 6	171
<i>Conclusões e trabalhos futuros</i>	171
6.1 Síntese, conclusões e trabalhos futuros	171
Referências	179

Lista de Figuras

Figura 2.1: Sistema auditivo periférico [adaptado de: Mundo Educação, 2010].	12
Figura 2.2: Representação do ouvido externo.	12
Figura 2.3: Esquema representativo do pavilhão auricular.	13
Figura 2.4: Esquema representativo das paredes da caixa timpânica.	14
Figura 2.5: Membrana timpânica.	14
Figura 2.6: Sulco timpânico [adaptado de: Unicamp, 2010].	15
Figura 2.7: Divisão topográfica da membrana timpânica [adaptado de Paço, 2003].	15
Figura 2.8: Face interna do tímpano [Paço, 2009].	17
Figura 2.9: Esquema representativo do martelo [adaptado de Unicamp, 2010].	18
Figura 2.10: Esquema representativo da bigorna [adaptado de Unicamp, 2010].	19
Figura 2.11: Esquema representativo do estribo [adaptado de Unicamp, 2010].	19
Figura 2.12: Esquema dos ligamentos do ouvido médio [Netter, 1997].	20
Figura 2.13: Esquema do labirinto ósseo [adaptado de Unicamp, 2010].	22
Figura 2.14: Estrutura interna da cóclea [adaptado de Netter, 1997].	23
Figura 2.15: Estrutura interna da cóclea.	24
Figura 2.16: Mobilização da membrana basilar de acordo com a frequência do som.	26
Figura 2.17: Representação dos tipos de surdez.	29
Figura 2.18: Demonstração da otite externa.	33
Figura 2.19: Otite média aguda.	34
Figura 2.20: Graus de otite [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].	35
Figura 2.21: Otite média crônica colesteatomatosa [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].	35
Figura 2.22: Otite média crônica secretora [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].	36
Figura 2.23: Mastoidite aguda [Soares, 2008].	37
Figura 2.24: Miringosclerose [adaptado de Bento & al, 1998].	38
Figura 2.25: Demonstração de perfuração timpânica [Sanna, 1999].	39
Figura 2.26: Representação da descontinuidade da cadeia ossicular.	40
Figura 2.27: Representação de bolsa de retração [Sanna, 1999].	40
Figura 3.1: Esquema representativo da energia sonora.	62
Figura 3.2: Esquema representativo da energia mecânica para energia hidráulica.	63
Figura 3.3: Movimento do líquido da cóclea [Guyton, 1981].	63
Figura 3.4: Esquema representativo da flexão dos cílios [Mammano, 2010].	64
Figura 3.5: Representação das frequências audíveis nos seres humanos.	65
Figura 3.6: Caracterização das frequências audíveis: baixas, médias e altas.	65
Figura 3.7: Escala de mel.	66
Figura 3.8: Zonas do campo auditivo.	67
Figura 4.1: Representação da metodologia do MEF.	72
Figura 4.2 Imagens de TAC para a reconstrução do ouvido médio.	74
Figura 4.3 Delimitação de pontos que compõe a futura geometria.	75

Figura 4.4. Imagens do modelo utilizado para a construção da cóclea.	75
Figura 4.5. Reconstrução do modelo geométrico 3D da cóclea.	76
Figura 4.6. Demonstração da geometria da cóclea e canais cocleares	76
Figura 4.7. Passo a passo da construção da cóclea com o vestíbulo.	77
Figura 4.8. Geometria da cóclea e parte do vestíbulo.	77
Figura 4.9: Representação da malha de elementos finitos da cadeia tímpano ossicular.	78
Figura 4.10: Representação da malha de elementos finitos do modelo da cadeia tímpano-ossicular.	78
Figura 4.11: Elementos finitos da membrana timpânica.	79
Figura 4.12: <i>Pars tensa</i> e <i>pars flaccida</i> da membrana timpânica.	79
Figura 4.13: Membrana timpânica.	80
Figura 4.14: Caracterização das camadas da membrana timpânica.	80
Figura 4.15: Valores dos eixos verticais e horizontais da membrana timpânica.	81
Figura 4.16: Distância do cabo do martelo ao bordo posterior, anterior e inferior do quadro timpânico.	82
Figura 4.17: Dimensões da <i>pars flaccida</i>	82
Figura 4.18: Elementos finitos dos ossículos da cadeia tímpano ossicular.	83
Figura 4.19: Martelo, dividido em cabeça, colo e cabo.	83
Figura 4.20: Dimensões do Martelo.	84
Figura 4.21: Bigorna, dividida em corpo, apófise longa e apófise curta.	84
Figura 4.22: Dimensões da bigorna.	85
Figura 4.23: Estribo.	85
Figura 4.24: Dimensões do estribo.	86
Figura 4.25: Simulação das articulações entre os ossículos.	86
Figura 4.26: Ligamentos do martelo.	87
Figura 4.27: Ligamentos da bigorna.	87
Figura 4.28: Estribo: demonstração do ligamento anular.	88
Figura 4.29: Músculos da cadeia tímpano ossicular.	88
Figura 4.30: Representação da malha de elementos finitos da cóclea.	90
Figura 4.31: Representação da malha de elementos finitos da cóclea.	90
Figura 4.32: Discretização da estrutura óssea coclear (Cóclea + Vestíbulo).	90
Figura 4.33: Demonstração da discretização da estrutura da cóclea.	91
Figura 4.34: Medidas do vestíbulo.	91
Figura 4.35: Medidas da cóclea.	92
Figura 4.36: Medidas da cóclea.	92
Figura 4.37: Demonstração da discretização dos fluidos da cóclea.	93
Figura 4.38: Demonstração da discretização da perilinfa (escala vestibular e escala timpânica) e endolinfa (escala média).	93
Figura 4.39: Demonstração da discretização da janela redonda.	94
Figura 4.40: Demonstrativo da metodologia de união do modelo biomecânico do ouvido médio e interno.	96
Figura 4.41: Modelo completo do ouvido médio e interno.	97
Figura 4.42: Face interna - <i>pars flaccida</i> e <i>pars tensa</i> : fibras circulares e radiais.	98
Figura 4.43: Ossículos do ouvido médio.	99
Figura 4.44: Subdivisão das propriedades dos materiais do ouvido interno.	102
Figura 4.45: Representação das condições de fronteira do modelo.	104
Figura 4.46: Representação das condições de fronteira do modelo do ouvido médio.	105

Figura 4.47: Representação das condições de fronteira do modelo.	105
Figura 4.48: Representação das condições de fronteira do modelo do ouvido interno	106
Figura 4.49: Modelo com perfuração timpânica grande.	109
Figura 4.50: Modelos com perfurações timpânicas pequenas.	109
Figura 4.51: Modelo com placa de miringosclerose grande.	110
Figura 4.52: Esquema representativo da localização das placas de miringosclerose na camada intermediária da membrana timpânica.	111
Figura 4.53: Modelo da prótese total.	117
Figura 4.54: Prótese total inserida ao modelo do ouvido substituindo a cadeia ossicular.	117
Figura 4.55: Visualização do modelo total.	118
Figura 5.1: Deslocamentos do umbo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL.	122
Figura 5.2: Deslocamentos da membrana timpânica.	123
Figura 5.3: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 80 dB SPL.	124
Figura 5.4: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 90 dB SPL.	125
Figura 5.5: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 105 dB SPL.	126
Figura 5.6: Deslocamentos da platina do estribo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL.	127
Figura 5.7: Movimentação da platina do estribo.	128
Figura 5.8: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 80 dB SPL.	129
Figura 5.9: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 90 dB SPL.	130
Figura 5.10: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 105 dB SPL.	130
Figura 5.11: Deslocamentos para diferentes frequências ao longo do comprimento da membrana basilar.	132
Figura 5.12: Deslocamentos da membrana basilar.	133
Figura 5.13: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 4 kHz.	134
Figura 5.14: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 6 kHz.	134
Figura 5.15: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 8 kHz.	135
Figura 5.16: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 10 kHz.	135
Figura 5.17: Pressões na escala vestibular.	136
Figura 5.18: Análise da pressão acústica presente na cavidade da escala vestibular e timpânica.	137
Figura 5.19: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado próximo a base da cóclea.	138
Figura 5.20: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado entre a base e o meio da cóclea.	138
Figura 5.21: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado próximo ao meio da cóclea.	139
Figura 5.22: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado entre o meio e o ápice da cóclea.	139
Figura 5.23: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea.	140
Figura 5.24: Deslocamentos do umbo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.	141
Figura 5.25: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelos com perfurações de diferentes tamanhos.	142

Figura 5.26: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.....	143
Figura 5.27: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.....	143
Figura 5.28: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.	144
Figura 5.29: Deslocamentos do umbo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.	145
Figura 5.30: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.	145
Figura 5.31: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.....	146
Figura 5.32: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.....	147
Figura 5.33: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no base da cóclea com comparação entre ouvido normal e perfurações em diferentes quadrantes.	147
Figura 5.34: Deslocamentos do umbo para diferentes concentrações de hidroxiapatite nas placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.	148
Figura 5.35: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes concentrações de hidroxiapatite nas placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.	149
Figura 5.36: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.	150
Figura 5.37: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.	150
Figura 5.38: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.....	151
Figura 5.39: Deslocamentos do umbo para diferentes tamanhos de placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.....	152
Figura 5.40: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes tamanhos de placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.	152
Figura 5.41: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.	153
Figura 5.42: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.	154
Figura 5.43: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.	154
Figura 5.44: Deslocamentos do umbo para diferentes localizações das placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.....	155

Figura 5.45: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes localizações das placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.	156
Figura 5.46: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.	156
Figura 5.47: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.	157
Figura 5.48: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.	157
Figura 5.49: Deslocamentos do umbo para as diferentes simulações de otosclerose comparados com o ouvido normal.	158
Figura 5.50: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para as diferentes simulações de otosclerose realizadas com alteração da rigidez do ligamento anular comparados com o ouvido normal.	159
Figura 5.51: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.	160
Figura 5.52: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.	161
Figura 5.53: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.	161
Figura 5.54: Comparações entre os modelos normais e os modelos com otosclerose.	163
Figura 5.55: Nível de perda auditiva para a simulação do ouvido com otosclerose.	163
Figura 5.56: Deslocamento do umbo para as simulações do ouvido normal comparados com as simulações com materiais de próteses de estribo.	165
Figura 5.57: Deslocamento de um ponto central da platina do estribo para as simulações do ouvido normal comparados com as simulações com materiais de próteses de estribo.	166
Figura 5.58: Pressões na escala vestibular para ponto localizado no ápice da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.	166
Figura 5.59: Pressões na escala vestibular para ponto localizado no meio da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.	167
Figura 5.60: Pressões na escala vestibular para ponto localizado na base da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.	167
Figura 5.61: Deslocamentos do umbo para o ouvido normal e para o ouvido com prótese total em substituição da cadeia ossicular.	168
Figura 5.62: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo e pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea com comparação entre o ouvido normal e o ouvido com prótese total em substituição da cadeia ossicular.	169

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Graus de surdez.	28
Tabela 3.1: Classificações dos sistemas [Adaptado de Henrique, 2002].	51
Tabela 4.1: Passos para análise estrutural do MEF.	70
Tabela 4.2: Número de nós e caracterização dos elementos da cadeia tímpano ossicular.	89
Tabela 4.3: Número de nós e caracterização dos elementos das partes do ouvido interno.	95
Tabela 4.4: Propriedades dos materiais para a membrana timpânica.	99
Tabela 4.5: Propriedades dos materiais dos ossículos.	100
Tabela 4.6: Propriedades dos materiais para os ligamentos e músculos.	101
Tabela 4.7: Propriedades dos materiais para a estrutura óssea coclear e janela redonda.	101
Tabela 4.8: Propriedades dos materiais para os componentes que simulam o fluido.	102
Tabela 4.9: Propriedades dos materiais para a membrana basilar e membrana de Reissner.	103
Tabela 4.10: Propriedades dos materiais referentes as placas de miringosclerose [Berdich & al, 2016].	112
Tabela 4.11: Propriedades dos materiais referente as próteses de estribo.	115
Tabela 4.12: Propriedades dos materiais referente à prótese total, cartilagem e cola.	118

Lista de Abreviaturas

<i>BIAP</i>	International Bureau for Audiophonology
CAD	Desenho Assistido por Computador
dB	Decibél
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz
LDV	Laser Doppler Vibrometer
MEF	Método dos Elementos Finitos
MHS	Movimentos Harmônico Simples
OMS	Organização Mundial da Saúde
SPL	Sound Pressure Level (Nível de Pressão Sonora)
TAC	Tomografia Axial Computadorizada
3D	Três dimensões

Lista de Símbolos

B	Módulo volumétrico
c	Constante de amortecimento
f	Frequência
$f(t)$	Solicitação dinâmica
FC	Força de amortecimento
FK	Força elástica
Fm	Força de inércia
I	Intensidade sonora
I_0	Intensidade sonora de referência
k	Constante de rigidez elástica, módulo volumétrico
LI	Nível de intensidade sonora
Lp	Nível de pressão sonora
LW	Nível de potência sonora
m	Massa, mel
p_0	Pressão sonora de referência
r	Resistência acústica específica
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
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

Capítulo 1

Introdução

1.1 Saúde ocupacional e deficiência auditiva

O som tem a capacidade de afetar os seres humanos com efeitos psicológicos e fisiológicos. Sons dentro da faixa de 0 a 90 dB apresentam principalmente efeitos psicológicos nos seres humanos, como por exemplo a sensação de bem-estar ao ouvir uma música, o som intermitente de uma torneira a pingar, etc. Entre 90 e 120 dB, além dos efeitos psicológicos podem ocorrer efeitos fisiológicos, alterando temporária ou definitivamente a fisiologia normal do organismo. Nessa intensidade de sons os ambientes são considerados insalubres. Acima de 120 dB, o som já pode começar a causar algum efeito físico nefasto sobre as pessoas. Podem ocorrer numerosas sensações orgânicas desagradáveis: vibrações dentro da cabeça, dor aguda no ouvido médio, perda de equilíbrio, náuseas. A própria visão pode ser afetada pelo som muito intenso, devido à vibração, por ressonância, do globo ocular. Próximo aos 140 dB pode ocorrer a ruptura do tímpano. Sons ainda mais elevados, como a explosão da partida de um foguete de veículos espaciais que podem chegar até 175 dB podem danificar o mecanismo do ouvido interno e causar convulsões [Vilela, 2010].

A deficiência auditiva traz muitas limitações para o desenvolvimento do indivíduo, tendo como uma das problemáticas a diminuição da capacidade de percepção dos sons, limitando ou impedindo o seu portador de desempenhar plenamente o seu papel na sociedade. Considerando que a audição é essencial para a aquisição da linguagem falada, a sua deficiência não só influi no relacionamento, mas também cria lacunas nos processos psicológicos de integração de experiências, afetando o equilíbrio e a capacidade normal de desenvolvimento da pessoa [Ruah, 2002; Roslyn-Jensen, 1996; Bertachini & Gonçalves, 2002].

Por volta de 1990, cerca de 42 milhões de pessoas acima de 3 anos de idade eram portadoras de algum tipo de deficiência auditiva, de moderada a profunda (Organização Mundial da

Saúde). Estudos estimavam que no ano 2000 o número de perdas auditivas na população mundial seria de 57 milhões. [Northern & Downs, 1991].

Entretanto, hoje em dia, a deficiência auditiva continua a ser um dos mais frequentes *deficits* sensoriais presentes na população. Segundo dados do estudo *Global Burden of Disease de 2005*, publicados no World Health Report da Organização Mundial de Saúde (2006), cerca de 278 milhões de pessoas no mundo têm perda auditiva moderada a profunda, em ambos os ouvidos, sendo que este número está a aumentar principalmente devido ao aumento da população envelhecida e ao aumento da esperança média de vida [Teixeira, 2007].

Como o objetivo principal deste sentido é a comunicação, qualquer perda auditiva pode limitar a vida de um indivíduo, tanto no que diz respeito às relações interpessoais, como ao simples prazer de ouvir uma música.

Estudos efetuados [Phipps, 2003] revelam a existência de uma forte correlação tanto entre deficiência auditiva e solidão, como entre deficiência auditiva e baixa de autoestima. Os resultados revelaram que quanto maior era a deficiência auditiva, mais profunda era a solidão e maior era o impacto na autoestima. Contudo, registaram-se diferenças significativas entre os indivíduos do sexo masculino e do feminino, sendo que os efeitos da deficiência auditiva tinham muito mais impacto na mulher do que no homem.

Sendo assim, toda e qualquer intervenção que possa diminuir as dificuldades dos deficientes auditivos, revela-se de maior importância.

Esta realidade tem motivado à algumas reflexões e preocupações neste domínio e, de algum modo, é a tela inspiradora e ativadora desta tese, pois a saúde ocupacional é uma área multidisciplinar relacionada com a saúde e qualidade de vida de pessoas.

Pretende-se que, ao longo desta trajetória reflexiva, que o estudo aqui proposto venha a auxiliar em estudos futuros da biomecânica do ouvido, pois consoante são recolhidos os dados e assim abertos novos caminhos, novos horizontes são vistos e novas estratégias e pesquisas podem ser definidas.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral do trabalho será contribuir para um melhor entendimento da biomecânica associada ao ouvido médio e interno possibilitando desse modo o desenvolvimento de novas técnicas que auxiliem as pessoas com deficiência auditiva. Essa análise permitirá a identificação detalhada de determinadas patologias (como por exemplo otosclerose, miringosclerose e perfuração timpânica) que só podem ser devidamente estudadas mediante a inclusão do ouvido médio e interno. Também permitirá o auxílio ao projeto de novas próteses e futuramente aos implantes cocleares.

1.2.2 Objetivo específico

Para a realização do objetivo principal deste trabalho, alguns objetivos específicos foram estabelecidos:

- Estudo da transmissão do som pelo ouvido humano;
- Criação de um modelo computacional que inclua a interação entre o ouvido médio e o ouvido interno apresentando-se como modelo de controle;
- O desenvolvimento de um modelo para o ouvido interno que inclua a interação fluído/estrutura;
- Definição das principais propriedades mecânicas relacionadas com os materiais (membrana basilar e de Reissner) do ouvido interno;
- Geração de modelos computacionais que incluam (simulem) diversas patologias, nomeadamente as perfurações timpânicas, miringosclerose e a otosclerose;
- Auxiliar o projeto de novos implantes, tanto para a cadeia ossicular do ouvido médio como para implantes cocleares para o ouvido interno;
- Avaliação dos resultados obtidos com dados publicados e conhecidos da prática clínica.

1.3 Estudos do ouvido

Na literatura têm sido apresentados alguns estudos do ouvido humano, incluindo estudos experimentais e modelos computacionais baseados no método dos elementos finitos, sendo alguns relacionados com o ouvido médio e outros com o ouvido interno. No entanto, é importante notar que a estrutura complexa e pequena dimensão do ouvido humano e suas componentes impedem que existam ainda mais estudos sobre as propriedades mecânicas e de material, bem como as limitações relativamente às características morfológicas.

O primeiro modelo da membrana timpânica em elementos finitos foi feito a partir do ouvido de um gato no ano de 1978 [Funnell, 1978].

Em 1992, um modelo tridimensional de elementos finitos do ouvido médio foi publicado por Wada e Metoki para investigar padrões de vibração do sistema do ouvido médio [Wada & Metoki, 1992].

Já em 1995, o estudo experimental de Hironobu Kurokawa *et al.* [Kurokawa & al, 1995] revela o deslocamento do umbo e da platina do estribo com base num método de medida em seis ossos temporais humanos, masculinos, com idades compreendidas entre 61 e 74 anos, com uma média de 68,9 anos, utilizando LDV (laser Doppler vibrometer).

No trabalho, também experimental, de Nishihara *et al.* (1996) a amostra constava de 64 pessoas com audição normal. Nesta experiência foi colocado um material refletor ao nível do umbo para servir de alvo refletor do laser. O deslocamento do umbo induzido por 34 tons puros foi medido numa gama de frequências de 195 Hz a 19.433 Hz. Nishihara *et al.* aplicou sobre a membrana timpânica um nível de pressão sonora de 80 dB SPL. As medições foram obtidas através de instrumentos de laser [Nishihara, 1996].

Em 1997, Huber *et al.* [Huber & al, 1997] usou um processo de calibração cruzada. No trabalho de Huber *et al.*, os dados experimentais foram obtidos a partir de 10 ossos temporais.

Num outro estudo, em 1999, Prendergast *et al.* [Prendergast & al, 1999] criou um modelo constituído pelo ouvido médio humano, incluindo o tímpano, ossículos, ligamento anterior do martelo, ligamento posterior da bigorna, músculo tensor do tímpano e o canal auditivo externo. Neste estudo foram determinados os deslocamentos do umbo e da platina do estribo, para uma pressão de 0,2 Pa (80 dB SPL).

Em 2002, no trabalho de Gan *et al.* [Gan & al, 2002] a magnitude dos deslocamentos do umbo e da platina do estribo foram obtidos através de uma análise harmónica numa gama de frequências de 200 Hz a 8 kHz, usando o programa ANSYS. Este modelo computacional foi testado e validado por comparação dos seus resultados com estudos experimentais de dez ossos temporais, usando interferometria laser para os deslocamentos do umbo e interferometria laser de duplo feixe para determinar os deslocamentos do estribo.

Também em 2002, Sun *et al.* [Sun & al, 2002] usou o mesmo programa, com uma gama frequencial de 250 Hz a 8 kHz.

João Paço, em 2003, num estudo experimental relatou que a membrana timpânica pode ser dividida topograficamente em seis quadrantes, sendo quatro referentes à *pars tensa* (póstero-superior, póstero-inferior, ântero-superior e ântero-inferior) e dois referentes à *pars flaccida*. Neste mesmo estudo, João Paço também afirmou que a camada intermediária da membrana timpânica possui dois planos de fibras: um externo, situado em contato com a epiderme que é constituído por fibras de disposição radial, e um outro, disposto em contato com a mucosa constituído por fibras de disposição circular. João Paço também constatou que não existem diferenças entre os quadrantes em relação a distribuição das fibras radiais. Entretanto, relativamente à camada das fibras circulares, a distribuição destas permitiu individualizar dois tipos morfológicos. Assim, em 55% dos casos, a faixa de fibras circulares, tinha uma forma de foice, mais larga à frente e estreitando à medida que se caminhava para os quadrantes posteriores; e nos 45% restantes, a faixa de fibras circulares apresentava sempre a mesma largura em todo o aro timpânico. A face interna do tímpano demonstra a forma de disposição das fibras circulares da camada central da membrana timpânica, onde: A) ocorre em 45% dos casos e representa a faixa das fibras circulares que envolve todos os quadrantes de forma igual; B) representa 30% dos casos, em que a faixa de fibras circulares diminui de espessura nos quadrantes posteriores; e, C) demonstra os restantes 25% dos casos, onde não existe a faixa de fibras circulares no quadrante póstero-superior [Paço, 2003].

Também em 2003, Huber *et al.* [Huber & al, 2003] estudou os efeitos da otosclerose em resposta aos deslocamentos da platina do estribo para uma gama de frequências de 100 Hz até aproximadamente 3 kHz.

Em 2004, um modelo tridimensional do ouvido humano foi construído. Este modelo incluía o canal auditivo externo, membrana timpânica, cadeia ossicular, ligamentos e músculos do ouvido médio e a cavidade do ouvido médio. Este modelo foi criado com base em 780 cortes

histológicos de um osso do ouvido temporal esquerdo. Este modelo foi testado e validado através da comparação das respostas do sistema à pressão do ouvido médio harmónica na superfície lateral da membrana timpânica entre a análise de elementos finitos e medições experimentais publicadas. Este modelo de elementos finitos foi utilizado para prever os efeitos da espessura e rigidez do tímpano [Gan, 2004].

Gan em 2005, construiu um modelo tridimensional do ouvido humano constituindo-se pelo canal auditivo externo, membrana timpânica, cadeia ossicular, ligamentos e a cavidade do ouvido médio. Neste trabalho, um modelo 3D de elementos finitos foi modificado a partir do modelo de Gan (2004) para incluir a interface acústica-estrutural para acoplar análises do canal auditivo externo até a membrana timpânica para a cavidade do ouvido médio [Gan, 2006].

Em 2006, um estudo feito por Chia-Fone Lee *et al.* [Chia & al, 2006] compara a amplitude dos deslocamentos do umbo com estudos experimentais de Nishihara *et al.* [Nishiara & al, 1996] e Huber *et al.* [Huber & al, 1997] usando um processo de calibração cruzada. No trabalho de Chia *et al.* fazem parte da sua amostra 31 pessoas (13 mulheres e 18 homens com idades compreendidas entre 18 e 81 anos) com audição normal e sem disfunções otológicas. Destas pessoas foram extraídos 15 ouvidos direitos e 16 ouvidos esquerdos para avaliação. Foi utilizado o programa ANSYS e uma gama frequencial compreendida entre 100 Hz e 8 kHz. Ainda no trabalho de Chia *et al.* é referido o trabalho de Gan *et al.* [Gan & al, 2002] que serve de comparação para os deslocamentos da platina do estribo, obtidos em 17 ossos temporais humanos.

Em 2008, Fernanda Gentil, obteve os resultados a partir de um modelo numérico, para frequências compreendidas entre 100Hz e 10kHz, em que a membrana timpânica foi considerada isotrópica e com apenas uma camada [Gentil, 2008]. Construiu-se um modelo geométrico dos principais componentes do ouvido médio, a partir de imagens de tomografia axial computadorizada, sendo feita a respetiva discretização, utilizando o método dos elementos finitos. Foram feitos estudos de análise estática e dinâmica, incluindo o cálculo dos modos próprios de vibração. Em sequência destes estudos foi possível obter os deslocamentos ao nível do umbo e da platina do estribo, para diferentes níveis de pressão acústica aplicada sobre a membrana timpânica. Foram analisadas as tensões ao nível dos ligamentos e cruras do estribo. Determinaram-se as rotações na base do estribo para diferentes níveis de pressão acústica e para distintas frequências.

Em 2009, Garbe *et al.* [Garbe & al, 2009], estudou um modelo digital já existente [Gentil, 2008], constituído pela membrana timpânica e a cadeia ossicular através de imagens de tomografia axial computadorizada. Após a sua reestruturação, foi feita a discretização do modelo usando o método dos elementos finitos, com base no programa ABAQUS [Abaqus, 2013]. A membrana timpânica foi considerada de 2 formas: com 1 camada e dividida em 3 camadas. Obtiveram-se assim, os deslocamentos do umbo e do ponto central da platina do estribo para níveis de pressão sonora de 80, 90, 105 e 130 dB SPL, para uma gama frequencial de 100Hz a 10kHz.

Num outro trabalho de Garbe, em 2010 [Garbe, 2010], também através do método dos elementos finitos, e da inclusão da simulação do canal auditivo externo e caixa timpânica, efetuaram-se algumas outras análises: efeito das propriedades isotrópicas e ortotrópicas na análise dinâmica da cadeia tímpano ossicular; efeito das camadas da membrana timpânica; análise do comportamento da cadeia tímpano ossicular com a membrana timpânica de três camadas; análises do direcionamento das fibras da camada central da membrana timpânica e análises das diferentes pressões da caixa timpânica. De seguida foi possível obter os deslocamentos do umbo e da platina do estribo, para diferentes níveis de pressão sonora aplicados sobre a membrana timpânica. Os resultados foram comparados com outros trabalhos conhecidos da literatura.

Em 2011, um outro estudo do ouvido médio foi realizado [Vollandri, 2011]. Neste estudo foi feito um levantamento detalhado da biomecânica e da modelação da membrana timpânica com foco no método dos elementos finitos. A geometria da membrana timpânica foi deduzida a partir de um modelo pré-existente que foi construído a partir de ressonância magnética a partir de ossos temporais de cadáveres humanos.

Com relação aos estudos que incluam o ouvido interno, poucos trabalhos são encontrados na área de biomecânica, tendo como um dos principais a ser relatado, o trabalho de Gan em 2007 [Gan, 2007] que desenvolveu um modelo 3D do ouvido humano através do método dos elementos finitos. O modelo foi constituído pelo canal auditivo externo, ouvido médio e cóclea (incluindo a interação acústica entre o ar e o ouvido externo e entre o fluido e a cóclea). Gan apresentou como resultados a movimentação da membrana timpânica, platina do estribo e janela redonda, o ganho de pressão sonora do outro lado do ouvido médio e a impedância de entrada da cóclea em resposta a estímulos sonoros aplicados no canal auditivo externo.

Em 2014, Areias [Areias, 2014] desenvolveu dois modelos de elementos finitos tridimensionais do ouvido humano, chamando-os de modelo simples e completo. O modelo simples era constituído pela cadeia tímpano/ossicular, ligamentos e músculos e o modelo completo era constituído por essas estruturas incluindo o canal auditivo externo e a cavidade do ouvido médio. Areias [Areias, 2014] obteve as frequências naturais, deslocamentos do umbo e do estribo para diferentes níveis de pressão sonora numa banda de frequências compreendidas entre 100 Hz e 10 kHz. Neste estudo também foram simuladas patologias como a otosclerose e otite média.

Tendo em conta esses estudos dos outros autores, o objetivo do presente trabalho foi construir um modelo do ouvido médio e interno, tendo em atenção principalmente a construção do modelo da cóclea, tendo em consideração a interação entre o fluido/estrutura e incluindo as três escalas perfeitamente definidas (escala vestibular, timpânica e média) e separadas pela membrana basilar e membrana de Reissner.

1.4 Apresentação da tese

A presente tese descreve alguns tópicos importantes para o estudo biomecânico para reabilitação auditiva do ouvido médio e interno.

O capítulo 2 intitulado “Sistema Auditivo – anatomia e fisiologia”, refere-se a uma breve descrição da anatomia e fisiologia do sistema auditivo humano. Faz-se uma breve descrição do sistema auditivo periférico, passando pelo ouvido externo, médio e interno, bem como das suas principais componentes. Posteriormente neste mesmo capítulo são caracterizadas as disfunções auditivas pelo grau, tipo e configuração da perda auditiva e também a descrição e caracterização de algumas das principais patologias auditivas.

O capítulo 3, “Acústica e mecanismos da audição”, faz uma reflexão sobre as bases fundamentais para a compreensão da estrutura e síntese do som desde a sua geração, transmissão e captação, sendo primeiramente realizada uma reflexão dos conceitos dos sistemas vibratórios e ondas, para assim por fim apresentar alguns conceitos da psicoacústica.

O capítulo 4, “Modelo computacional do ouvido médio e interno”, permite observar a maneira como o modelo foi contruído recorrendo-se a segmentação manual e em seguida como o modelo foi discretizado com a utilização dos elementos finitos. Posteriormente são apresentadas as propriedades mecânicas e condições de fronteira utilizadas no modelo biomecânico do ouvido médio e interno normal. De seguida, neste mesmo capítulo, também são apresentados os modelos biomecânicos referentes às patologias estudadas (perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose) e como estes foram construídos. Por fim, o capítulo 4 também apresenta a construção dos modelos utilizados para análise dos materiais componentes das próteses de estribo e apresenta toda a descrição da construção do modelo com a presença de uma prótese total do ouvido médio.

O Capítulo 5, “Comportamento biomecânico do modelo computacional”, apresenta algumas simulações realizadas com o presente modelo e os resultados obtidos, sendo estes apresentados através dos deslocamentos do umbo, deslocamentos da platina do estribo, deslocamentos da membrana basilar e pressões acústicas na escala vestibular. Os resultados foram comparados com outros trabalhos conhecidos da literatura. Em seguida são destacadas as simulações e resultados das patologias estudadas (perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose) que são realizadas com base em estudos de outros autores e comparadas com

os resultados do ouvido normal. Finalmente, neste mesmo capítulo, são realizados alguns estudos biomecânicos de materiais utilizados em próteses de estribo e, por fim, apresentado os resultados da simulação do modelo computacional com a presença de prótese total.

E por último, mas não menos importante, o capítulo 6, intitulado “Conclusões e trabalhos futuros”, faz uma breve retrospectiva e discussão do que foi estudado, apresenta as conclusões deste trabalho e uma perspectiva dos trabalhos que podem ser realizados futuramente.

Capítulo 2

Sistema auditivo – anatomia e fisiologia

2.1 Descrição geral

A audição é um dos cinco sentidos básicos cuja capacidade é reconhecer o som emitido pelo ambiente. O órgão responsável pela audição é o ouvido, capaz de captar sons existentes no meio em que vivemos e enviá-los ao córtex cerebral, possibilitando o processo da audição. O ouvido humano é também responsável pelo nosso equilíbrio [Aibara & al, 2001].

O sistema auditivo divide-se em duas partes: sistema auditivo periférico e sistema auditivo central. O sistema auditivo periférico é dividido em ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno, e o sistema auditivo central é formado pelo nervo e córtex auditivo [Penha, 1998].

O ouvido externo capta os sons, dirigindo-os ao ouvido médio [Zemlin, 2005]. Na membrana timpânica, os movimentos de pressão e descompressão, fazem com que a energia mecânica seja comunicada à cadeia ossicular. Os ossículos do ouvido médio estão articulados de tal forma que os deslocamentos de um deles interferem indiretamente no deslocamento dos outros. A movimentação do cabo do martelo determina também no estribo um movimento de encontro à janela oval da cóclea, originando que o movimento vibratório se propague pelos líquidos do ouvido interno, transformando a energia mecânica em hidráulica. As vibrações, captadas pelas terminações das células nervosas da cóclea, são transformadas em impulsos até ao cérebro, resultando em sensações sonoras, devido aos equilíbrios bioquímico e bioelétrico do ouvido interno relacionados entre si através de interações iônicas entre sódio, potássio e cálcio, incluindo polarização e despolarização celular no nível das células ciliadas.

O ouvido humano é o órgão que nos permite perceber e interpretar ondas sonoras numa gama de frequências entre 16 Hz e 20kHz e intensidades compreendidas entre 0 dB e 130 dB [Henrique, 2002].

2.2 Sistema auditivo periférico

O sistema auditivo periférico (Figura 2.1) pode ser separado, de acordo com a função desempenhada e a localização, em três partes: ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno.

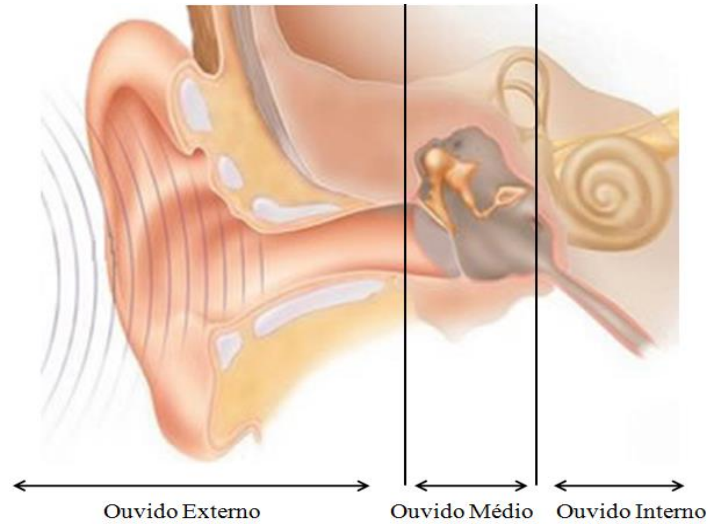


Figura 2.1: Sistema auditivo periférico [adaptado de: Mundo Educação, 2010].

2.2.1 Ouvido externo

O ouvido externo é dividido em pavilhão auricular e canal auditivo externo, conforme demonstrado na Figura 2.2.

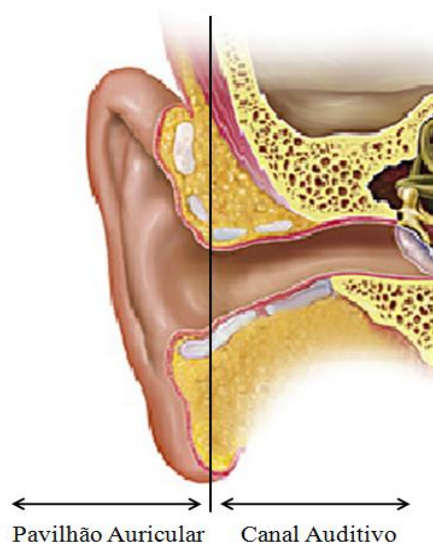


Figura 2.2: Representação do ouvido externo [adaptado de: Mundo Educação, 2010].

O pavilhão auricular (Figura 2.3) tem como função captar as vibrações sonoras e dirigi-las ao canal auditivo externo. O pavilhão auricular é dividido em: hélix, anti hélix, cruz do hélix, fossa escafoide, tragus, anti tragus, concha e lóbulo.

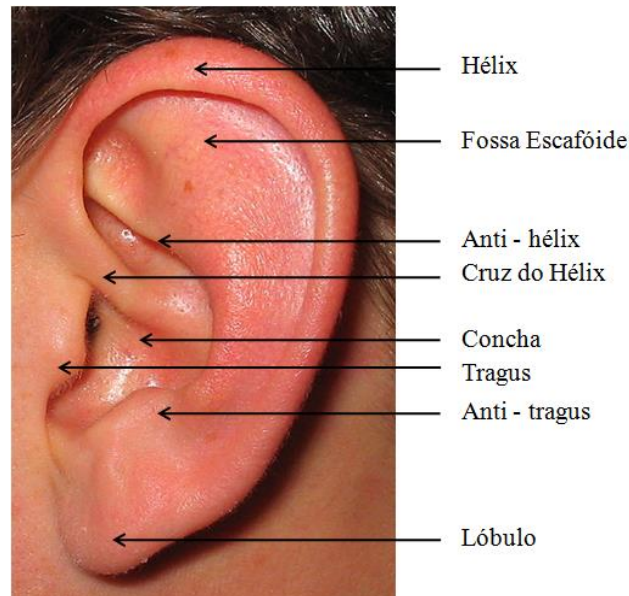


Figura 2.3: Esquema representativo do pavilhão auricular [adaptado de: Esperança, 2009].

As dimensões do pavilhão auricular podem variar de acordo com a idade e sexo. Já o canal auditivo externo possui cerca de 3 cm de comprimento [Testut, 1920]. O canal auditivo externo termina na membrana timpânica, que separa o ouvido externo do ouvido médio [Esperança, 2009].

2.2.2 Ouvido médio

O ouvido médio, também conhecido como caixa do tímpano, possui uma forma cúbica e é repleto de ar. É constituído pela cadeia ossicular (martelo, bigorna e estribo), seis ligamentos, dois músculos e respectivos tendões e uma porção do nervo facial [Bonaldi & al, 200]. Inclui ainda a parede da mastoide e a parte da trompa de Eustáquio.

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.

A caixa timpânica separa-se do exterior pela membrana timpânica e comunica com a rinofaringe pela trompa de Eustáquio [Esperança, 2009].

A região central da caixa timpânica está delimitada por seis paredes (Figura 2.4): externa, interna, superior, inferior, posterior e anterior.

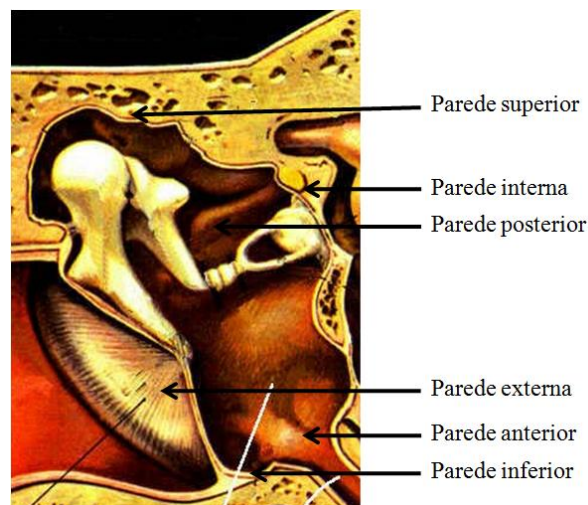


Figura 2.4: Esquema representativo das paredes da caixa timpânica [adaptado de: Esperança, 2009].

2.2.2.1 Paredes da caixa timpânica

A membrana timpânica funciona como que um espelho do que se passa no interior do ouvido médio, e o conhecimento desta estrutura torna-se fundamental para a compreensão das múltiplas afeções que atingem o ouvido médio [Paço, 2003].

A membrana timpânica está inserida na parede externa da caixa timpânica e é dividida em duas partes (Figura 2.5): *pars tensa* e *pars flaccida* [Guyton & Hall, 1996].

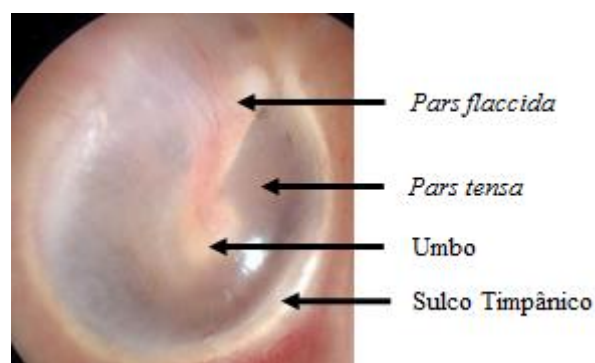


Figura 2.5: Membrana timpânica [adaptado de: Paço, 2003].

A parte mais saliente da membrana timpânica, correspondente à extremidade do cabo do martelo chama-se umbo.

A Figura 2.6 demonstra a representação do sulco timpânico (ponto de inserção da membrana timpânica).

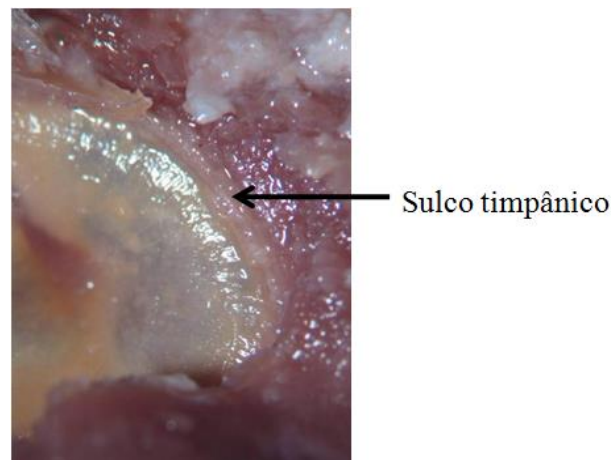


Figura 2.6: Sulco timpânico [adaptado de: Unicamp, 2010].

Topograficamente, pode ser dividida em seis quadrantes (Figura 2.7), sendo quatro referentes à *pars tensa* (pósterio-superior, pósterio-inferior, ântero-superior e ântero-inferior) e dois referentes à *pars flaccida*.

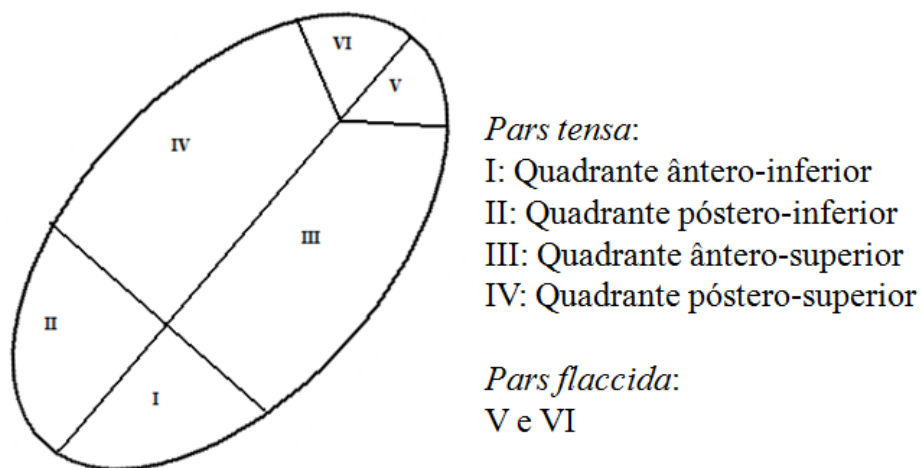


Figura 2.7: Divisão topográfica da membrana timpânica [adaptado de Paço, 2003].

A membrana timpânica tem um diâmetro que varia entre 9,5 mm e 10,5 mm, tendo uma área de aproximadamente 85 mm², ainda que só 55 mm² tenham mobilidade (uma vez que a periferia é rígida).

A *pars tensa* tem uma área de 68,642 mm² em média e a *pars flaccida* 4,617 mm² [Paço, 2009].

A membrana timpânica é formada por três camadas de tecido: externa, intermédia e interna. A camada externa é fina e cutânea e está ligada à camada que reveste o canal auditivo externo. A camada intermédia, também conhecida por lâmina própria, é a principal responsável pela mobilidade da membrana timpânica, possuindo fibras radiais, circulares, e, fascículos parabólicos. A camada interna é mucosa e contínua com o revestimento de ouvido médio.

A face externa da membrana timpânica é coberta por uma camada de epiderme que tem características semelhantes à epiderme cutânea (pele), com quatro camadas, que são, da profundidade para a superfície, basal, células malpighianas, células granulosas e queratina.

As células da camada epidérmica sofrem um processo de deslocamento dentro da membrana timpânica. Para além da natural migração, desde a camada basal até a superfície, temos de considerar a existência de um movimento que arrasta estas células sempre no mesmo sentido. Os movimentos das células epidérmicas têm sempre um sentido centrífugo, movendo-se do centro para a periferia [Paço, 2009].

A camada central da membrana timpânica constitui o suporte da mesma, fornecendo-lhe o apoio necessário para possuir capacidades vibratórias. Esta camada possui dois planos de fibras: um externo, situado em contacto com a epiderme que é constituído por fibras de disposição radial, e um outro, disposto em contacto com a mucosa constituído por fibras de disposição circular. As fibras radiais encontram-se por toda a superfície da *pars tensa*, já as fibras circulares, não se encontram junto ao umbo. Para além destes dois tipos de fibras, ainda existem outros dois tipos: fibras parabólicas e transversais, que estão situadas no mesmo plano das fibras circulares [Paço, 2009].

A camada das fibras radiais irradia as suas fibras iniciando pelo martelo dirigindo-se depois para a periferia da membrana timpânica. Não existem diferenças entre os quadrantes em relação a distribuição das fibras radiais [Paço, 2009].

A camada das fibras circulares dispõe-se por dentro das fibras radiárias. João Paço, analisou a distribuição da faixa de fibras circulares, o que o permitiu individualizar dois tipos morfológicos. Assim, em 55% dos casos, a faixa de fibras circulares, tinha uma forma de foice, mais larga à frente e estreitando à medida que se caminhava para os quadrantes

posteriores; nos 45% restantes, a faixa de fibras circulares apresentava sempre a mesma largura em todo o sulco timpânico.

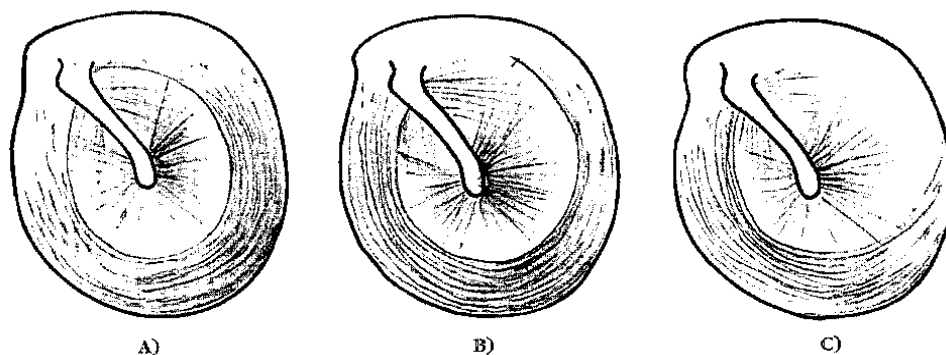


Figura 2.8: Face interna do tímpano [Paço, 2009].

A Figura 2.8 apresenta a face interna do tímpano e demonstra a forma de disposição das fibras circulares da camada central da membrana timpânica, onde: A) ocorre em 45% dos casos e representa a faixa das fibras circulares que envolve todos os quadrantes de forma igual; B) representa 30% dos casos, em que a faixa de fibras circulares diminui de espessura nos quadrantes posteriores; C) demonstra os restantes 25% dos casos, onde não existe a faixa de fibras circulares no quadrante póstero-superior.

A parede interna da caixa timpânica, também chamada de labiríntica, separa o ouvido médio do ouvido interno. A parede labiríntica consta das respectivas partes: o promontório, a janela oval, janela redonda, a pirâmide e o canal do músculo do martelo.

A parede superior ou teto da caixa timpânica, corresponde ao bordo superior e à face anterior do rochedo. A sua largura, no sentido transversal varia entre 5 e 6 mm.

A parede inferior é também conhecida por parede hipotimpânica, é um pouco mais estreita que a superior, medindo cerca de 4 mm de largura. A espessura desta parede é muito variável, podendo ser formada por duas lâminas de tecido compacto, com uma de tecido esponjoso entre elas, ou pode estar reduzida a uma simples camada de tecido compacto, fino e transparente.

A parede posterior possui cerca de 13 mm e é também denominada por parede mastóidea, é a mais alta das quatro paredes que delimitam o perímetro sagital da caixa timpânica.

A parede anterior é também conhecida por parede tubar, pela sua relação com a trompa de Eustáquio. Sua função é equilibrar a pressão atmosférica no ouvido médio, mantendo o

equilíbrio da pressão do ar entre os dois lados da membrana timpânica. A trompa de Eustáquio faz o movimento de abrir e fechar à medida que engolimos ou bocejamos.

A trompa de Eustáquio apresenta características diferentes nos adultos quando comparados com as crianças. No adulto apresenta-se mais longa, mais inclinada (45° , em relação ao plano horizontal) e mais estreita que na criança (inclinação de 10° , facilitando a entrada de secreções no ouvido médio). A trompa de Eustáquio dirige-se obliquamente de trás para a frente, do ouvido para a nasofaringe, de fora para dentro e de cima para baixo. O comprimento total da trompa varia entre 35 e 45 mm, nos adultos.

A trompa de Eustáquio estabelece uma comunicação direta entre a caixa timpânica e a faringe, tendo três funções principais: ventilação, mantendo o equilíbrio de pressões entre o ar retido da caixa timpânica e o ar livre do canal auditivo externo; proteção do ouvido médio de agressões bacterianas e, drenagem do ouvido médio, permitindo a passagem de mucosidades segregadas pela mucosa timpânica.

2.2.2.2 Cadeia ossicular

A cadeia ossicular é formada por três ossículos articulados entre si: martelo, bigorna e estribo.

O martelo (Figura 2.9) é o mais longo dos três ossículos, medindo 7,6 mm e 9,1 mm e pesando cerca de 22 a 24 mg [Testut, 1920]. Está inserido na camada intermédia da membrana timpânica e divide-se anatomicamente em cabeça, colo, cabo e duas apófises (externa e interna).

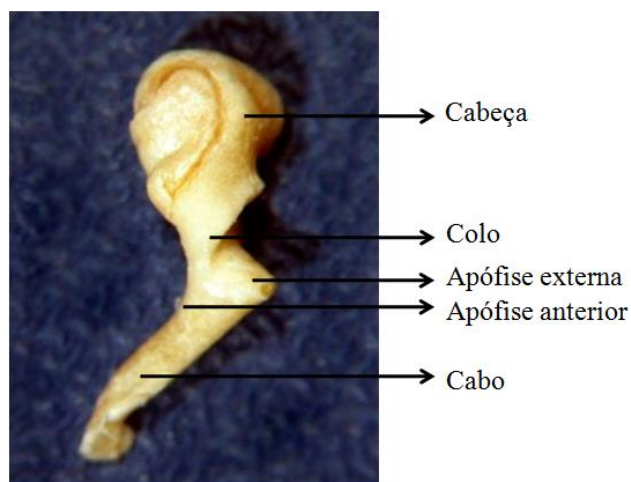


Figura 2.9: Esquema representativo do martelo [adaptado de Unicamp, 2010].

A bigorna (Figura 2.10), segundo ossículo da cadeia ossicular, está situado atrás e para dentro do martelo. É o mais pesado dos três ossículos, com um peso um pouco superior ao do martelo, tendo em média 25 mg [Testut, 1920]. A bigorna é constituída por um corpo e três apófises (curta, longa e lenticular).

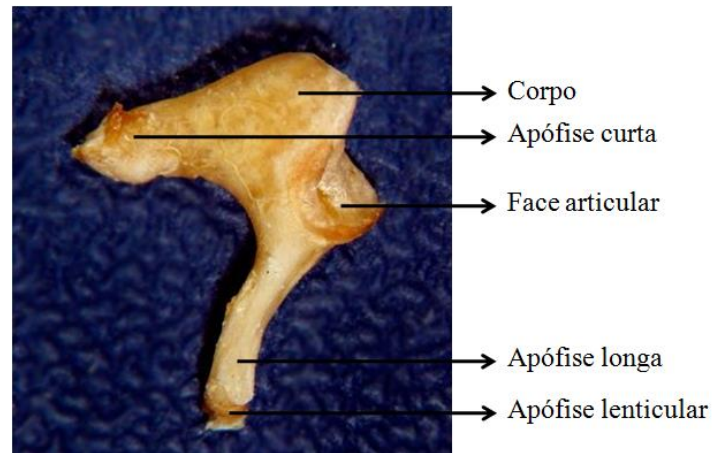


Figura 2.10: Esquema representativo da bigorna [adaptado de Unicamp, 2010].

O estribo (Figura 2.11) é o menor osso do corpo humano, pesando apenas cerca de 2 mg [Testut, 1920], no entanto, é de extrema importância na fisiologia da audição. Anatomicamente divide-se em cabeça, colo, crura anterior, crura posterior e platina do estribo.

A platina do estribo é uma pequena placa óssea irregular e oval, que se insere na janela oval, com uma extremidade posterior arredondada e uma extremidade anterior pontiaguda, tendo um bordo superior convexo e um bordo inferior retilíneo ou ligeiramente côncavo.

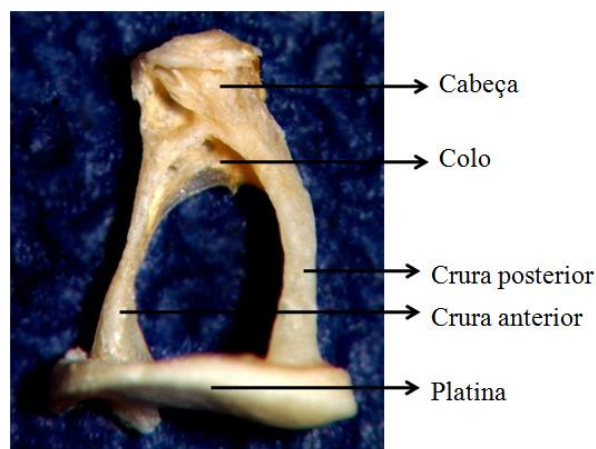


Figura 2.11: Esquema representativo do estribo [adaptado de Unicamp, 2010].

2.2.2.3 Ligamentos, músculos e articulações do ouvido médio

Os ossículos do ouvido médio unem-se entre si por articulações revestidas por cartilagens, que evitam ruídos de funcionamento, amortecendo eventuais efeitos de ressonância. O martelo articula-se com a bigorna, e esta com o estribo. Estas duas articulações pertencem à classe das diartroses, ou seja, estas articulações possuem uma sinovial, destinada a permitir a ligação recíproca entre os dois ossículos. A articulação entre o martelo e a bigorna é chamada de incudomaleolar e é uma articulação de encaixe recíproco. A articulação entre a bigorna e estribo é chamada de incudoestapediana. A articulação da bigorna com o estribo faz com que a base do estribo, em contacto com a janela oval, empurre o líquido coclear sempre que o cabo do martelo se move para dentro e puxe o mesmo líquido todas as vezes que o martelo se move para fora [Testut, 1920].

Cada um dos ossículos está unido às paredes da caixa timpânica pelos respectivos ligamentos (Figura 2.12). O martelo é mantido na sua posição por 3 ligamentos: superior, anterior e lateral [Møller, 1974]. Existem dois ligamentos que unem a bigorna às paredes da caixa timpânica: ligamento superior e ligamento posterior.

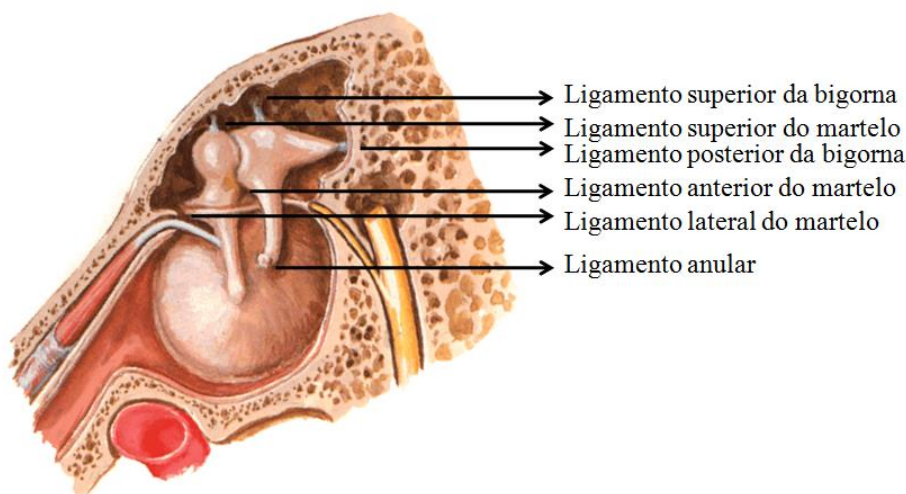


Figura 2.12: Esquema dos ligamentos do ouvido médio [Netter, 1997].

A platina do estribo, revestida por cartilagem, aloja-se na janela oval, que está, igualmente revestida por cartilagem. As duas regiões ósseas da base do estribo e da janela oval não estão exatamente em contacto, existindo entre elas uma pequena fenda circular, cuja altura aumenta progressivamente a partir da extremidade posterior, onde mede 15 μm , até a

extremidade anterior, atingindo os 100 μm . Este espaço está preenchido por um conjunto de fibras conjuntivas e elásticas, que constituem o ligamento anular do estribo.

A cadeia ossicular possui dois músculos: músculo tensor do tímpano e músculo estapediano. Os ossículos do ouvido médio estão articulados de tal modo que o deslocamento de um deles interfere indiretamente nos outros.

Os músculos do ouvido médio modificam o desempenho desse sistema, atuando como uma unidade amplificadora, além de atuar também como um controlador de volume, pois protegem o ouvido contra sons excessivamente altos diminuindo as vibrações que chegam à membrana timpânica [Filho, 2010].

O músculo tensor do tímpano estica a membrana timpânica e determina, ao mesmo tempo, um aumento de pressão no líquido labiríntico, na presença de sons fortes. É referido na literatura [Testut, 1920] que o músculo tensor do tímpano se contrai para sons mais fortes para proteger o ouvido interno.

A função do músculo estapediano é relaxar a membrana timpânica e reduzir a pressão no labirinto.

2.2.3 Ouvido interno

A comunicação entre o ouvido médio e o ouvido interno é realizada através da janela oval, ou seja, o estribo passa as vibrações para a janela oval, que é uma membrana que cobre a abertura da cóclea. A janela oval possui um diâmetro menor do que a membrana timpânica. Esse reduzido tamanho, faz com que se produza a amplificação crítica necessária para se igualar a impedância entre as ondas do som no ar e o fluido coclear [Filho, 2010].

O ouvido interno funciona com dois recetores sensoriais: a cóclea responsável pela audição, na sua parte anterior, e o vestíbulo e os canais semicirculares, responsáveis pelo equilíbrio, na sua parte posterior [Bess & Humes, 1998]. Os canais semicirculares são três: superior, externo e posterior.

O ouvido interno é dividido em duas partes: labirinto ósseo (Figura 2.13) e labirinto membranoso. Encontram-se no ouvido interno dois líquidos peculiares, a endolinfa, que enche todas as cavidades do labirinto membranoso, e a perilinfa, que preenche o espaço entre o labirinto membranoso e o labirinto ósseo.

O labirinto ósseo (Figura 2.13) é formado pela cóclea (na porção anterior) que está relacionada à audição, pelo vestíbulo (porção central) e os três canais semicirculares lateral, superior e posterior, (porção posterior), relacionados com o equilíbrio.

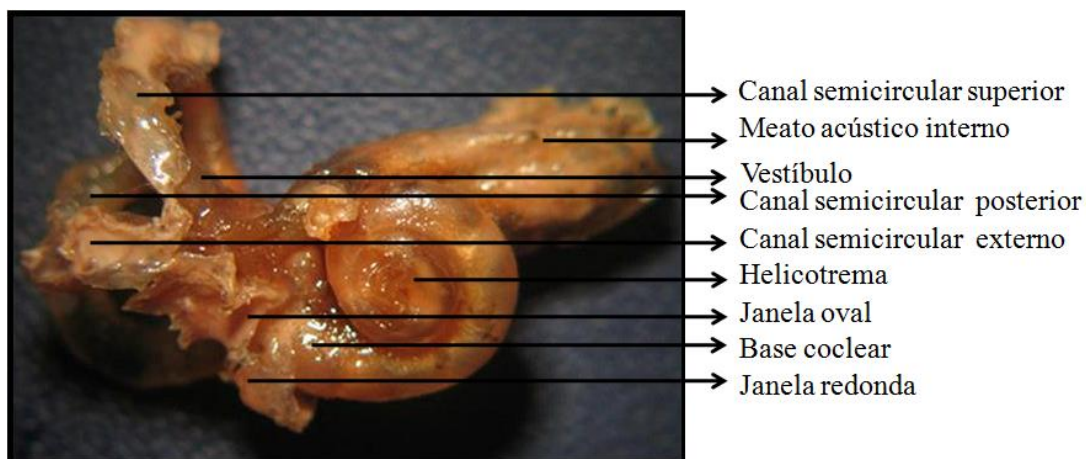


Figura 2.13: Esquema do labirinto ósseo [adaptado de Unicamp, 2010].

O labirinto membranoso está inserido no labirinto ósseo. Dentro do labirinto membranoso circula a endolinfa rica em potássio e pobre em sódio, como os líquidos intracelulares. O espaço localizado entre o labirinto ósseo e membranoso é preenchido pela perilinfa, rica em sódio e pobre em potássio, como os líquidos extracelulares.

A vibração da janela oval é comunicada ao fluido do ouvido interno, sendo que a vibração transmitida ao líquido seria quase nula se a cóclea fosse completamente rígida e não permitisse a deformação do líquido. A janela redonda resolve este problema através da membrana fina que a recobre. As vibrações da janela oval acabam por transmitir-se em última análise à janela redonda através das vibrações do fluido que enche a cóclea.

A transdução dos impulsos de pressão (som) para sinais elétricos faz-se dentro da cóclea. Esses sinais elétricos são depois enviados para o cérebro através do nervo auditivo.

2.2.3.1 Estrutura interna da cóclea

A cóclea (do grego: coclos - caracol) constitui o labirinto anterior. Trata-se de um órgão de cerca de 9 mm de diâmetro de base com estrutura cônica composta por três canais tubulares paralelos que se afilam da base para o ápice [Testut, 1920]. Mede cerca de 5 mm da base até ao ápice, seu comprimento total varia entre 28 e 30 mm e o seu diâmetro de 2 mm na sua origem, diminuindo pouco a pouco até ao ápice. Tem uma parede extremamente delgada

dispondo-se em espiral, em torno de um osso chamado columela ou modíolo, ao redor do qual refaz duas voltas e 3/4. A base da cóclea é mais alargada e possui duas janelas, a oval (que faz a comunicação com o estribo) e a redonda (Figura 2.14).

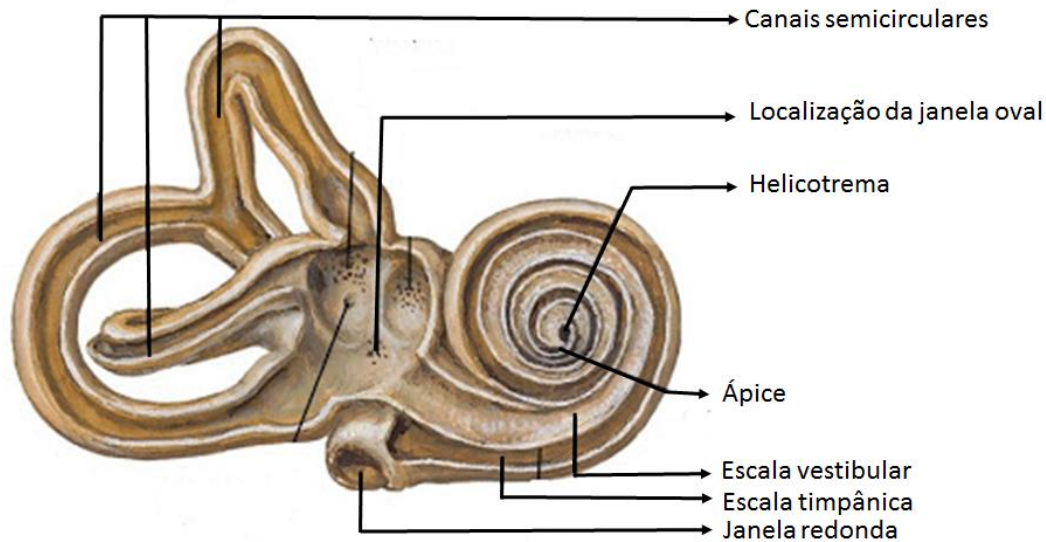


Figura 2.14: Estrutura interna da cóclea [adaptado de Netter, 1997].

O interior da cóclea está dividido em três secções (Figura 2.15):

1) Escala vestibular: mais superior, limita-se com o ouvido médio através da platina do estribo na janela oval e está separada da escala média pela membrana vestibular de Reissner. Preenchida por perilinfa;

2) Escala média ou ducto coclear: posição intermédia que contém o órgão de Corti e é delimitada na sua base pela membrana basilar. Preenchido por endolinfa;

3) Escala timpânica: mais inferior limita-se com o ouvido médio pela janela redonda. Preenchida por perilinfa.

As escalas vestibulares e timpânica comunicam-se entre si através do helicotrema, situado no ápice da cóclea.

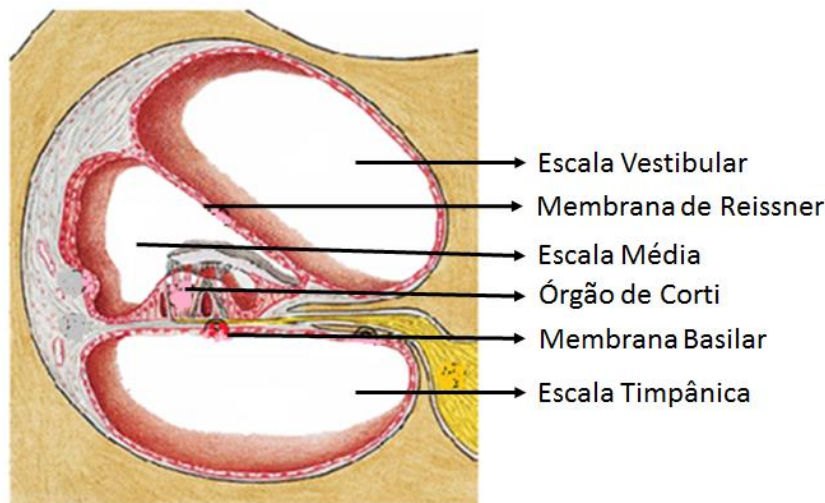


Figura 2.15: Estrutura interna da cóclea [adaptado de Netter, 1997].

2.2.3.2 A membrana de Reissner

A membrana de Reissner (ou vestibular) é constituída por uma fina lâmina de tecido conjuntivo, que separa a escala vestibular da escala média. Tem como função separar os líquidos das duas escalas, pelo facto de terem origem e composição química distintas, sendo importantes para o adequado funcionamento das células recetoras do som.

Com efeito, a mistura da endolinfa e a da perilinfa através de uma rutura da membrana representa um problema grave de audição. Os dois fluidos têm diferenças na composição dos eletrólitos (iões presentes nos fluidos e que têm um papel importante na transmissão de impulsos elétricos), e é por isso que não se devem misturar.

2.2.3.3 A membrana Basilar

A separação entre a escala média e a escala timpânica faz-se através da membrana basilar, que é bastante mais robusta do que a membrana de Reissner. O motivo para que assim seja é que a membrana basilar serve de suporte ao órgão de Corti, que é onde se faz a transdução do som. Além da função de sustentação, a membrana basilar tem também a função de levar as ramificações do nervo auditivo ao órgão de Corti, o que implica também uma membrana mais espessa e robusta.

Esta membrana possui como característica ser mais estreita e densa na base (0,16 mm) e mais larga e fina no ápice (0,52 mm). É uma estrutura bastante resistente.

Durante a transmissão sonora através da cadeia ossicular, a platina do estribo projeta-se para o interior do vestíbulo pela janela oval, impulsionando a perilinfa. Como esse líquido se encontra dentro de uma caixa óssea rígida, a pressão aplicada acaba por ser direcionada ao ápice; com isso, a onda mecânica desloca-se ao longo da escala vestibular, atinge o helicotrema e retorna pela escala timpânica alcançando por fim a janela redonda, empurrando-a em direção à caixa timpânica. Nesse deslocamento da onda sonora, obtém-se uma diferença de pressão hidrostática que se aplica sobre a membrana basilar, fazendo-a vibrar de cima para baixo [Baldo, 2008].

As propriedades mecânicas da membrana basilar são as responsáveis pelo funcionamento fisiológico adequada da cóclea, pois se a membrana fosse uniforme em toda a sua extensão, durante o processo de variação de pressão entre as escalas vestibular e timpânica ela movia-se de maneira similar em toda a sua extensão, independentemente da frequência e da intensidade sonora, pois as forças mecânicas tenderiam a distribuir-se uniformemente por toda a membrana. A membrana basilar possui então como propriedades mecânicas a característica de não ser uniforme em toda a sua extensão variando ao longo de seu comprimento: no ápice, a membrana é mais delgada e solta enquanto na base ela é mais espessa e fixa. Possui também como característica ser mais larga no ápice, afinando-se em direção à base, ao contrário da estrutura da cóclea, que se alarga em direção à base.

Para um dado estímulo vibratório (som puro), ele propaga-se através de toda a membrana basilar (Figura 2.16), causando maior amplitude de movimento em determinado ponto dela, enquanto os demais pontos permanecem próximos da inércia. Essa estrutura também permite que dois sons distintos estimulem simultaneamente a cóclea, de modo que provocarão vibrações em diferentes locais. Sons agudos (até 20 kHz) provocam a mobilização da membrana basilar próximo a base da cóclea e sons graves próximo ao ápice. Assim, a cóclea provoca uma segmentação do som que chega ao ouvido, confinando a cada tom uma região diferente da membrana [Baldo, 2008]. As deformações ondulatórias da membrana basilar repercutem sobre as células ciliadas do órgão de Corti.

O processo de conversão do som é realizado pelas células sensoriais especializadas, que são também conhecidas por células ciliadas, e estão localizadas dentro da cóclea. Estas células ciliadas são organizadas de acordo com a intensidade ou frequência do som e este arranjo é conhecido como tonotopia. Resumidamente, na audição normal, tons de baixa frequência estimulam as fibras nervosas localizadas no ápice da membrana basilar, ou seja, na região

superior da cóclea e tons de frequência alta estimulam as fibras nervosas localizadas na base da membrana basilar, ou seja, no início da cóclea.

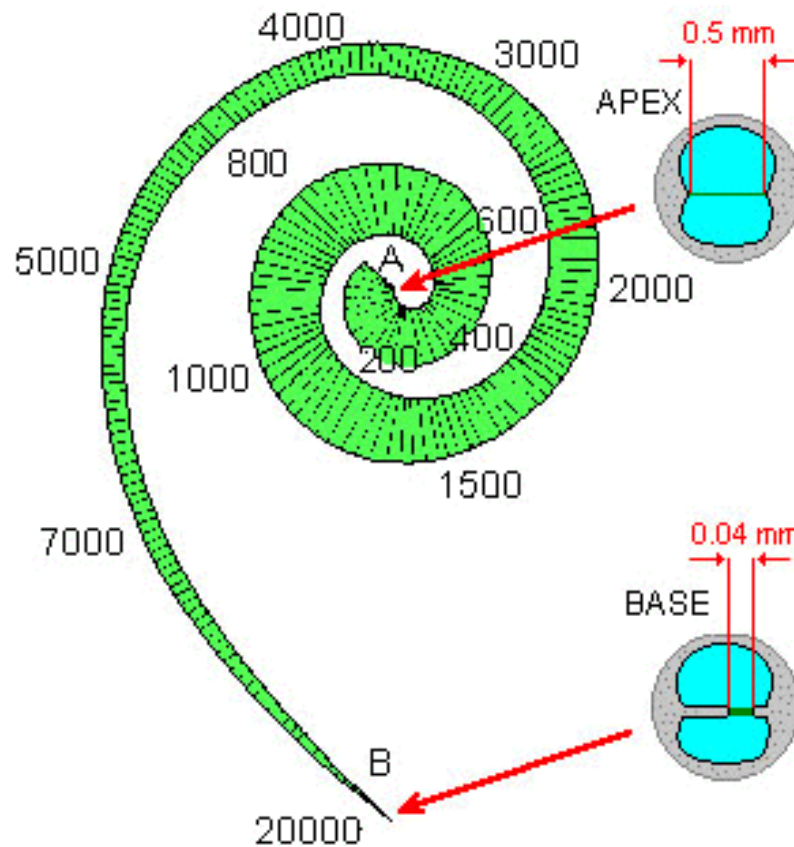


Figura 2.16. Mobilização da membrana basilar de acordo com a frequência do som [Baldo, 2008].

2.2.3.4 O órgão de Corti

O órgão de Corti contém as células auditivas que transformam os impulsos de pressão em impulsos nervosos. Em inglês as células auditivas são designadas simplesmente por *hair cells*, o que mostra que elas são células capilares adaptadas às funções de audição. Assim, cada célula auditiva contém cerca de 100 cílios.

As células auditivas estão em cima da membrana basilar e por cima delas ergue-se uma membrana que se chama membrana tectorial. As pontas dos cílios das células auditivas externas estão ligeiramente inseridas na membrana tectorial, enquanto os cílios das células auditivas internas estão livres e flutuam na endolinfa. As células auditivas estão a um potencial negativo relativamente à endolinfa.

Quando a vibração passa do canal vestibular para o canal coclear a membrana tectorial oscila. Quando isso acontece as células auditivas externas sentem um pequeno “esticão” que transmitem à membrana basilar (pois estão presos à membrana tectorial por cima e à membrana basilar por baixo). O movimento da membrana basilar, por sua vez, induz o movimento das células auditivas internas, induzido assim uma oscilação na endolinfa. Este balançar é reforçado pelo facto de que a vibração da membrana basilar também aumenta a vibração do fluido. Devido à oscilação dos cílios abrem-se pequenos canais nas células auditivas internas, junto à base dos cílios. Os canais abrem-se e os iões de potássio podem entrar dentro da célula. É a variação do potencial dentro da célula que é transmitida através das fibras nervosas até ao nervo auditivo e finalmente ao cérebro

.

2.3 Disfunções auditivas

O padrão de audição de cada indivíduo varia de pessoa para pessoa, tendo como padrão máximo na audição do homem uma gama de frequências do som desde 16 até 28.000 ciclos por segundo. Os ouvidos humanos mais sensíveis são capazes de detectar mudanças na frequência de vibração compreendida entre 500 e 8.000 vibrações por segundo, sendo que a sensibilidade às mudanças de volume é maior entre os 1.000 e os 3.000 ciclos. O ouvido é menos sensível às mudanças quando se trata de frequência ou de intensidade baixas.

A perda auditiva, também chamada de hipoacusia, pode ser de origem pré-natal, perinatal ou pós-natal. A surdez pré-natal (endógena ou genética) pode ser hereditária ou causada por doença adquirida pela mãe durante a gravidez (rubéola; sífilis; toxoplasmose; herpes; intoxicações intrauterinas; agentes físicos; alterações endócrinas; carências alimentares). A surdez perinatal pode ser causada por traumatismos obstétricos e anoxia. A surdez pós-natal pode ocorrer por doenças infetocontagiosas, bactérias (meningites, otites, inflamações agudas ou crônicas das fossas nasais e da nasofaringe), vírus, intoxicações e trauma acústico. A surdez pode ser parcial ou total, temporária ou permanente [Vilela, 2010; Delgado, 2012].

2.3.1 Graus de surdez

Deficiência auditiva é a perda de percepção dos sons, o que dificulta assim a percepção das palavras. A deficiência auditiva divide-se em: surdez ligeira; surdez média; surdez severa; surdez profunda; surdez total. Essas divisões são classificadas e demonstradas na Tabela 2.1 [BIAP, 2009].

Tipo	Perda (dB)	Características
Ligeira	21 – 40	A palavra é percebida em voz normal, mas dificilmente em voz ciciada ou à distância.
Média	Grau I – 41 – 55 Grau II – 56 - 70	A palavra é percebida com a elevação da voz. Compreende-se melhor com a leitura labial.
Severa	Grau I – 71 – 80 Grau II – 81 - 90	A palavra só é percebida com voz forte junto do ouvido. Só os ruídos intensos são percebidos.
Profunda	Grau I – 91 – 100 Grau II – 101 – 110 Grau III – 111 - 119	As palavras não são percebidas. Apenas se ouvem os ruídos muito intensos.
Total	120	Nenhum som é percebido.

Tabela 2.1: Graus de surdez [BIAP, 2009].

2.3.2 Tipos de surdez

A surdez pode ser classificada de três formas de acordo com a localização da lesão (Figura 2.17): surdez de transmissão (ou de condução), surdez neurosensorial e surdez mista.

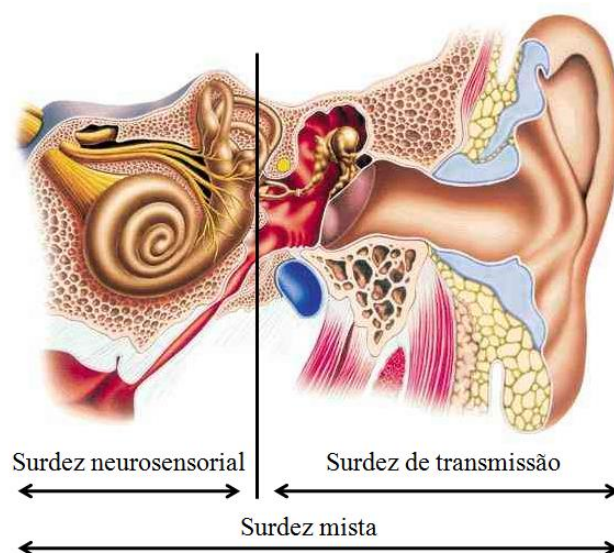


Figura 2.17: Representação dos tipos de surdez [adaptado de Netter, 1997].

A surdez de transmissão, como o próprio nome indica, é um problema na transmissão das ondas sonoras e ocorre ao nível do ouvido externo e do ouvido médio, também chamada de surdez de condução. As principais causas da surdez de transmissão são: cerúmen e corpos estranhos no canal auditivo externo, otite externa (vírica ou bacteriana), agenesia externa, otites médias, obstrução da trompa de Eustáquio, perfurações timpânicas, timpanosclerose, otosclerose, quistos e tumores e desarticulação da cadeia ossicular.

As pessoas com uma surdez de transmissão geralmente têm dificuldade em ouvir sons de uma determinada intensidade, mas podem captá-los se os mesmos estiverem a um volume mais alto. É característico que a audição pareça melhorar em ambientes ruidosos: o ruído de fundo não incomoda o indivíduo afetado, que não ouve bem, enquanto obriga o interlocutor a elevar o volume da sua voz. A maioria dos problemas resultantes da surdez de transmissão são resolvidos através do tratamento medicamentoso ou cirúrgico. Quando não resultar pode recorrer-se a prótese auditiva. Estes aparelhos captam e ampliam os sons provenientes do exterior, direcionando-os com um volume maior para o ouvido interno, de modo a que cheguem a alcançar o patamar de percepção sonora.

A surdez neurosensorial está relacionada com problemas ao nível do ouvido interno e nervo auditivo ou córtex auditivo. A sua origem também pode ser muito variada, quer congénita quer adquirida. A surdez congénita costuma dever-se a um defeito no desenvolvimento embrionário do ouvido interno, seja por causas genéticas ou, o que é mais frequente, por intoxicações ou doenças sofridas pela mãe durante a gravidez (ex. rubéola). A surdez adquirida pode ter origens muito diversas: a inflamação do ouvido interno, normalmente de natureza infecciosa, perturbações vasculares (arteriosclerose), exposição prolongada a ruídos intensos (surdez profissional), doença de Ménière, o efeito nocivo de medicamentos e tóxicos (antibióticos, quinina, monóxido de carbono), traumatismos e tumores, como o Schwannoma acústico, presbiacusia e otosclerose coclear.

A surdez mista engloba, simultaneamente, um componente de transmissão e um componente neurosensorial.

2.3.3 Configuração da perda

A configuração da perda auditiva ou a forma da perda de audição refere-se à extensão da perda auditiva em cada frequência e o quadro geral da audição, que é criado. Por exemplo, uma perda auditiva que afeta somente as altas frequências poderiam ser descritas como uma perda de altas frequências. A sua configuração mostra boa audição nas baixas frequências e maior perda nas altas frequências. Por outro lado, se apenas as baixas frequências são afetadas, a configuração mostra pior audição para baixas frequências e melhor audição para as altas. Algumas configurações de perda de audição são planas, evidenciando a mesma perda para todas as frequências.

Existem outros termos que estão associados com a perda de audição, são eles:

- **Bilateral versus unilateral.** Perda auditiva bilateral significa que os dois ouvidos são afetados. Perda auditiva unilateral significa que apenas um ouvido é afetado.
- **Simétrica versus assimétrica.** Perda auditiva simétrica significa que o grau e a configuração da perda auditiva são os mesmos em cada ouvido. Uma perda de audição assimétrica revela que o grau e/ou configuração da perda é diferente para cada ouvido.
- **Perda progressiva versus perda súbita.** Perda auditiva progressiva é uma perda que se vai agravando ao longo do tempo. Uma perda auditiva súbita tem um início

agudo ou rápido e, portanto, ocorre de repente, requerendo tratamento médico imediato para determinar a sua causa e tratamento.

- **Perda flutuante versus perda estável.** A perda flutuante varia com o tempo, melhorando e agravando. Esta perda normalmente é um sintoma de perda de condução, causada por infecção no ouvido ou doença de Ménière. Perda estável é fixa, não alterando ao longo do tempo.

2.4 Patologias auditivas

As patologias mais frequentes do ouvido médio são: otites (otite serosa média, otite média aguda, otite média crónica, otite adesiva, colesteatomas), perfurações timpânicas, descontinuidade ossicular, timpanosclerose, otosclerose, fixação ossicular.

As doenças do ouvido médio provocam sintomas como mal-estar, dor e uma sensação de que o ouvido está tapado ou que existe uma pressão no seu interior, bem como uma saída de líquido ou de pus, uma perda da audição, *tinnitus* (zumbido nos ouvidos) e vertigens. Estes sintomas podem ser causados por uma infeção, uma lesão ou uma pressão no ouvido médio cuja causa é uma obstrução na trompa de Eustáquio (o tubo que liga o ouvido médio à parte posterior do nariz). Quando a causa é uma infeção, alguns sintomas adicionais, como febre e debilidade, podem afetar todo o organismo.

As doenças do ouvido interno provocam sintomas tais como a perda auditiva, vertigem, zumbido no ouvido (*tinnitus*) e congestão. Estas doenças podem ter várias causas, tais como infeções, traumatismos, tumores e o uso de certos fármacos; a causa é, por vezes, desconhecida.

A seguir é feita uma breve reflexão das principais patologias que atingem o ouvido humano.

2.4.1 Otite externa

São diversas as causas de uma possível inflamação, entretanto, a otite externa (Figura 2.18) é quase sempre provocada por uma infeção causada por micro organismos provenientes do exterior. Geralmente a patologia surge quando falham os mecanismos defensivos locais. Em condições normais, a pele do canal auditivo externo mantém-se íntegra e dispõe de uma determinada quantidade de cerúmen que a protege. No entanto, várias circunstâncias podem alterar estas barreiras defensivas e favorecer, assim, uma infeção do canal auditivo externo, como é o caso das pequenas lesões que resultam de se tentar coçar ou retirar o cerúmen ou a utilização de cosméticos com substâncias demasiado irritantes. Também é prejudicial a exposição excessiva à humidade, sobretudo a penetração de água [Ball, 1998].

Em outros casos, a otite externa faz parte das manifestações de uma dermatite atópica ou de uma dermatite seborreica. Para o tratamento destes casos deve-se considerar como parte da terapêutica do problema de base.

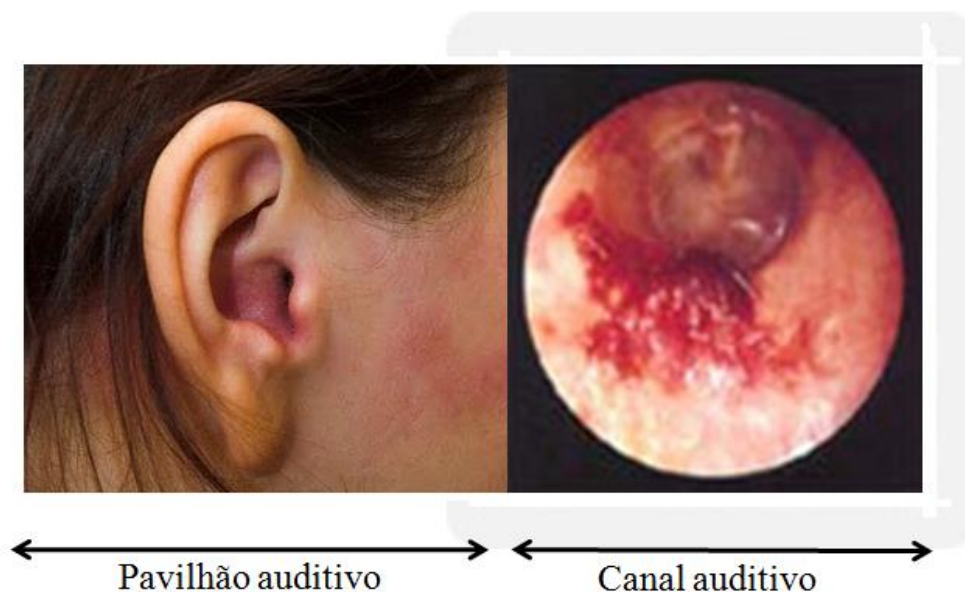


Figura 2.18: Demonstração da otite externa [Ball, 1998].

2.4.2 Otite média

Otite média é um termo que geralmente indica inflamação do ouvido médio, com ou sem sinais de fluido ou infecção. Este tipo de otite é muito comum na infância, e pode ser considerada aguda ou crônica, todas envolvendo inflamação da membrana timpânica e geralmente associadas com o aparecimento de fluido na caixa timpânica.

A otite média aguda (Figura 2.19) é uma inflamação aguda da mucosa do ouvido médio [Bento & al, 1998]. Apesar de esta doença poder manifestar-se em pessoas de qualquer idade, é extremamente comum em crianças, particularmente entre os 3 meses e os 3 anos de idade, havendo quase sempre uma infecção respiratória que a precede. Os vírus ou as bactérias da garganta podem chegar ao ouvido médio através da trompa de Eustáquio, sendo que esta possui um menor grau de inclinação nas crianças propiciando assim com que as secreções cheguem ao ouvido com maior facilidade. Ocasionalmente pode também ser transmitida através da corrente sanguínea. Na otite média aguda a dor é o sintoma persistente e forte, associado a hipoacusia da acumulação dos exsudados no interior do ouvido médio, acufenos (que muitas vezes são pulsáteis), autofonia, febre e aumento da frequência cardíaca [Paço, 2003].

Os exsudados timpânicos podem ser: serosos (líquido fino e aquoso); mucosos (líquido espesso viscoso, mucoide); purulentos (quando se refere a pus); e, mucopurulento (combinação do mucoso e purulento).

Os sintomas de complicação são dor de cabeça, uma profunda e repentina perda de audição, vertigem, calafrios e febre. A infecção trata-se geralmente com antibióticos administrados por via oral. Caso o paciente esteja com uma dor aguda ou persistente, febre, vômitos ou diarreia, ou então se o tímpano se inflamar, efetua-se uma micro perfuração timpânica (miringotomia) para permitir que o líquido saia do ouvido médio. Esta intervenção não ocasiona perda auditiva.



Figura 2.19: Otite média aguda [Paço, 2003].

A otite média crônica por definição é o processo inflamatório/infecioso crônico do ouvido médio associado geralmente com perfurações da membrana timpânica (Figura 5.4), mas pode existir sem perfuração [Bento & al, 1998]. Este tipo de otite pode ser dividido em três classificações: simples; colesteatomatosa e, secretora [Jorge & Souza, 2010].

Os pacientes portadores de otite média crônica simples queixam-se de deficiência auditiva e otorreia, em geral, intermitente, com longos períodos de remissão. Esta afeção inicia-se por norma na infância e é consequência de uma otite média aguda necrosante, onde houve destruição da membrana timpânica e, frequentemente também, da cadeia ossicular. O tratamento definitivo da otite média crônica simples é cirúrgico. Faz-se a reconstrução da membrana timpânica (timpanoplastia) por um enxerto. Também a cadeia ossicular, se lesada, pode ser reconstruída usando restos dos próprios ossículos juntamente com um material homólogo conservado e material inorgânico inerte, como próteses de teflon, proplast ou cerâmica [Jorge & Souza, 2010].



Figura 2.20: Graus de otite [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].

A otite média crônica colesteatomatosa (Figura 2.21) é caracterizada por otorreia purulenta fétida. O paciente apresenta deficiência auditiva, pela grande destruição dos elementos do ouvido médio causada pelo colesteatoma. O substrato desta patologia é o colesteatoma, que é um tumor benigno formado por um tecido epidérmico que se enovela de forma laminar, como camadas de uma cebola. Tende a aumentar o seu volume destruindo as estruturas ao seu redor, causando complicações locais, como mastoidites, labirintites e paralisia facial, ou endocranianas, como meningites, abscessos cerebrais e cerebelares, entre outros. A cirurgia é a mastoidectomia radical, onde é realizada a limpeza cirúrgica rigorosa da caixa timpânica e mastoide [Jorge & Souza, 2010].

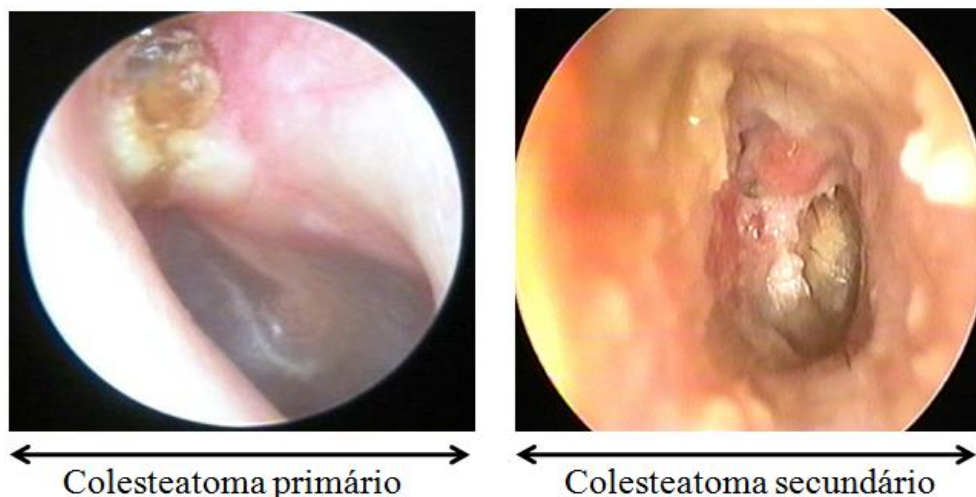


Figura 2.21: Otite média crônica colesteatomatosa [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].

A otite média secretores (Figura 2.22) é uma doença na qual o líquido se acumula no ouvido médio em consequência de uma otite média aguda que não se curou por completo ou então devido à obstrução da trompa de Eustáquio. Ocorre frequentemente na infância, devido a anatomia característica da rinofaringe e da trompa de Eustáquio nessa faixa etária. Também pode acontecer no adulto, por causas secundárias a processos alérgicos, tumores da rinofaringe ou de sequelas de patologias locais, na infância. O paciente queixa-se de hipoacusia, autofonia e sensação de ouvido cheio. O tratamento, nas formas mais brandas, é feito com anti-inflamatório, descongestionantes e também antibióticos. Nas formas persistentes, a abordagem é cirúrgica, fazendo-se aspiração e drenagem timpânica, através de uma miringotomia, implantando na membrana um micro tubo que aí permanecerá alguns meses assim restabelecendo a arejamento do ouvido médio e permitindo que o líquido saia do ouvido. A otite média crónica secretores tem carácter insidioso e pode ser reincidente, apesar do tratamento cirúrgico.

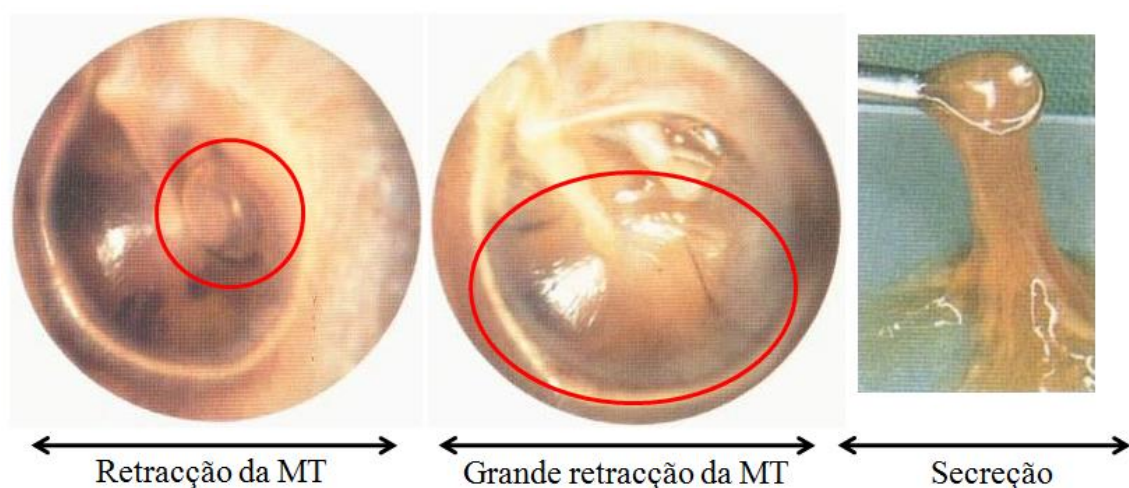


Figura 2.22: Otite média crónica secretores [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].

2.4.3 Mastoidite aguda

A mastoidite aguda (Figura 2.23) é uma infecção viral da apófise mastoide (osso saliente que se encontra por trás do ouvido). Esta doença costuma ocorrer quando uma otite média não tratada, ou tratada inadequadamente, se propaga desde o ouvido médio até ao osso que o rodeia [Bento & al, 1998]. Normalmente, os sintomas aparecem duas ou três semanas depois de se ter desenvolvido a otite média aguda, à medida que a infecção disseminada destrói a parte interna da apófise mastoide, formando geralmente um abscesso no osso. A pele que

reveste a apófise mastoide pode tornar-se vermelha, inchada e dolorosa, e o ouvido externo desloca-se para um lado e para baixo, ocasionado uma dor de tendência persistente e pulsátil.

Uma mastoidite maltratada pode provocar surdez, infecção do sangue (sepse ou sepsia), meningite, abscessos cerebrais ou a morte. O tratamento costuma começar com um antibiótico que se administra de forma endovenosa. Caso forme-se um abscesso no osso, este deve ser drenado cirurgicamente [Soares, 2008].



Figura 2.23: Mastoidite aguda [Soares, 2008].

2.4.4 Miringosclerose e timpanosclerose

A timpanosclerose é uma alteração histológica caracterizada por degeneração hialina da mucosa do ouvido médio, que pode se seguir de deposição de cálcio e fósforo na submucosa desta região que toma uma consistência endurecida, às vezes, óssea, ou seja, na timpanosclerose essas placas podem abranger, além da membrana timpânica, a cadeia ossicular, janela oval e janela redonda podendo causar razoável ou até grande perda de condução do som, levando o paciente a uma perda auditiva considerável [Bento & al, 1998; Safak & al, 2003; Giddings & House, 1992]. Quando essa alteração ocorre apenas na membrana timpânica, recebe o nome de miringosclerose e pode ser facilmente identificada no exame otoscópico. A miringosclerose, quando ocorre isoladamente, geralmente não está associada a grandes perdas auditivas.

Existem vários fatores mecânicos e inflamatórios associados a esta patologia, como por exemplo a alguma sequela de otite média aguda, predisposição genética ou consequências do procedimento cirúrgico chamado miringotomia.

Dentre as várias patologias otológicas existentes, a miringosclerose (Figura 2.24) merecem lugar de destaque. Nestas patologias, as lesões surgem muitas vezes sob a forma de placas semilunares, concêntricas ao *annulus* e situadas na *pars tensa*. Há quem refira que esse processo degenerativo se inicia nas fibras circulares presentes na camada central da membrana timpânica, sendo por isso que a chamam de doença da lâmina própria (camada central) [Paço, 2003].



Figura 2.24: Miringosclerose [adaptado de Bento & al, 1998].

2.4.5 Perfuração da membrana timpânica

A membrana timpânica pode ser perfurada (Figura 2.25) por objetos colocados dentro do ouvido, por objetos que entram acidentalmente no ouvido, pelo aumento repentino da pressão (como o causado por uma explosão, uma pancada ou um acidente ao nadar ou ao mergulhar) ou por uma brusca redução da pressão. Um objeto que penetra na membrana timpânica pode também deslocar a cadeia de ossículos do ouvido médio ou pode fraturar o estribo. Partes dos ossículos partidos ou do próprio objeto podem penetrar no ouvido interno.

A perfuração da membrana timpânica pode causar uma dor aguda, seguida de uma hemorragia no ouvido, perda da audição e *tinnitus* (zumbidos no ouvido). A perda da audição é mais grave se a cadeia de ossículos se romper ou se o ouvido interno ficar lesionado.

Normalmente a membrana timpânica cura-se naturalmente, mas se tal não acontecer ao fim de 2 meses, pode ser necessário recorrer à cirurgia para o reparar (timpanoplastia).



Figura 2.25: Demonstração de perfuração timpânica [Sanna, 1999].

2.4.6 Descontinuidade da cadeia ossicular

Descontinuidade da cadeia ossicular pode ocorrer por fratura do osso temporal, perfuração da membrana timpânica por trauma ou barotrauma. A membrana pode ou não ser perfurada.

Descontinuidade da cadeia ossicular com uma membrana intacta poderá resultar numa perda auditiva de condução no máximo de 60 dB. Se a membrana estiver perfurada terá menor grau de perda auditiva. A forma mais comum de descontinuidade ossicular após o traumatismo do osso temporal é a separação ao nível da apófise lenticular que conecta a bigorna com o estribo. A segunda forma mais comum é a separação da articulação que liga o martelo com a bigorna. Fratura ao nível do estribo também pode ocorrer.

Em qualquer caso, o tratamento consiste numa cirurgia para reconstrução da cadeia ossicular. Por vezes, a cirurgia pode ser realizada pelo canal auditivo externo, em vez de ter de fazer uma incisão pela mastoide. Pode ser necessário substituir os ossículos danificados por uma prótese.

A taxa de sucesso cirúrgico varia dependendo do problema da cadeia ossicular. Se o estribo estiver intacto, a taxa de recuperação de boa audição é cerca de 75%. Caso contrário, a taxa de recuperação de boa audição é cerca de 50%.



Figura 2.26: Representação da descontinuidade da cadeia ossicular [Adaptado de Jorge & Souza, 2010].

2.4.7 Bolsas de retração

As bolsas de retração são as mais importantes manifestações clínicas da diminuição da pressão no interior da caixa timpânica [Paço, 2003]. É um processo dinâmico, muitas vezes reversível mesmo sem qualquer tratamento, traduzindo uma insuficiência tubária associada a área de menor resistência do tímpano.



Figura 2.27: Representação de bolsa de retração [Sanna, 1999].

As bolsas de retração (Figura 2.27) podem ser localizadas, caso existam uma área circunscrita do tímpano, ou difusas, se estiver envolvida toda a *pars tensa*. A *pars flaccida*

é o local onde mais frequentemente se situam as bolsas de retração, existindo alguns fatores anatómicos que podem explicar essa incidência, citando principalmente que as fibras colagénios se tornam desorganizadas, apresentando assim também maior mobilidade.

Já na *pars tensa*, as bolsas de retração localizam-se com maior incidência no quadrante pósterio-superior.

2.4.8 Barotite média

A barotite média (barotrauma ou aerotite) é caracterizada por uma lesão no ouvido médio causada por uma pressão desigual de ar em cada um dos lados da membrana timpânica. Se no canal auditivo externo a pressão do ar proveniente do exterior é diferente da pressão do ar no interior do ouvido médio, a membrana timpânica pode sofrer uma lesão. A função da trompa de Eustáquio é manter igualada a pressão em ambos os lados da membrana timpânica, quando a pressão do ar do exterior aumenta de repente (por exemplo, durante a subida de um avião ou ao mergulhar a determinada profundidade), o ar tem de atravessar a trompa de Eustáquio para igualar a pressão no ouvido médio. Se a trompa de Eustáquio estiver parcial ou completamente obstruída devido a uma cicatrização, uma infecção ou uma alergia, o ar não chega ao ouvido médio e a diferença de pressão pode danificar a membrana timpânica ou até ocasionar uma perfuração timpânica. Caso a diferença de pressão seja muito grande, a janela oval pode romper-se, permitindo que o líquido do ouvido interno escape para o ouvido médio [Bento & al, 1998].

2.4.9 Otosclerose

A otosclerose é uma doença hereditária, autossómica dominante e piora com a idade [Hungria,1988; Sakihara & al, 1999; Frota, 2003; Salomone & al, 2008] cuja incidência é de 0.5 a 1% da população, sendo que na maioria dos casos ocorre em ambos os ouvidos [Salomone & al, 2008].

A otosclerose é uma das principais causas de surdez de condução. A surdez causada pela otosclerose é caracterizada pela formação anormal de osso, em torno da janela oval, que imobiliza progressivamente a base do estribo [Hueb & al, 1991; Palacios & al, 2000; Schrauwen & al, 2009; Pereira, 2010; Beales, 1987]. Se o estribo deixa de ter os seus movimentos habituais, as vibrações sonoras não se propagam de forma normal e a estimulação das células ciliadas da cóclea não se propagam de forma adequada. Como

consequência, a mensagem que atinge o centro auditivo do córtex temporal é menor e, em virtude disso, a audição diminui. Além da perda auditiva, algumas pessoas com otosclerose podem apresentar também tonturas, vertigens ou acufenos [Ball, 1998].

A otosclerose pode ocorrer de três maneiras, sendo que, a primeira por fixação do estribo, denominada otosclerose clínica ou estapediana. A segunda pelo acometimento da cóclea e vestíbulo, acompanhado ou não da fixação do estribo, denominada otosclerose coclear. A terceira pela fixação de focos de formação óssea na cápsula óssea labiríntica, denominada otosclerose histológica [Filho, 1994; Bloch & al, 2010].

O diagnóstico da otosclerose é realizado por meio de anamnese da história clínica do indivíduo, exames físicos e complementares como a audiometria tonal e vocal e imitanciometria. Os exames de imagem também são utilizados, sendo que a tomografia computadorizada é a mais usada. Estudos com tomografias de sujeitos com otosclerose revelam a presença e o avanço do foco da doença, que quando localizado inicialmente anterior à janela oval estão associadas às perdas auditivas condutivas, enquanto que quando localizado na cóclea revelam perda auditiva neurosensorial. A tomografia tem limitações, pois não deteta um aumento da rigidez do ligamento anular, o qual está relacionado ao estágio inicial da doença [Salomone & al, 2008; Min & al, 2010].

O tratamento da otosclerose pode ser feito por meio de cirurgia. Há também indivíduos que quando impedidos de serem submetidos a cirurgias, optam pelo uso de aparelhos auditivos [Salomone & al, 2008].

Com relação aos métodos cirúrgicos, os mais utilizados são: estapedectomia e estapedotomia. A estapedectomia consiste na remoção total do estribo e substituição do mesmo por uma prótese [Guimarães, 2010]. A estapedotomia consiste na remoção parcial do estribo com colocação de prótese [Hungria, 1988]. Existem próteses de teflon, de ligas de aço, de titânio, e de vários materiais misturados. Os resultados da cirurgia geralmente são positivos, entretanto, sempre podem ocorrer complicações e efeitos adversos após a cirurgia, como por exemplo, deslocamento da prótese, alterações no paladar, paralisia facial periférica, vertigem, extrusão total da prótese, zumbido e perfuração da membrana timpânica [Testa & al, 2002; Freitas & al, 2006].

2.4.10 Doença de *Ménière*

A Doença de *Ménière* é uma doença crônica caracterizada pelo aumento da pressão da endolinfa, que é o líquido existente no labirinto que fica dentro do ouvido. Geralmente ocorre em apenas um lado [Lewis & al, 2013].

A doença de *Ménière* é uma perturbação caracterizada por ataques recorrentes de vertigem incapacitante, perda auditiva e acufenos [Araújo, 2007]. A sua causa é desconhecida e os sintomas incluem ataques súbitos de vertigem, náuseas e vômitos [Lewis & al, 2013]. Periodicamente, a pessoa pode sentir o ouvido tapado ou pressão no mesmo. A audição do ouvido afetado tem tendência para flutuar, mas piora progressivamente com o passar dos anos. Os acufenos, constantes ou intermitentes, podem ser mais graves quando coincidem com um ataque de vertigens, antes, depois ou durante o mesmo. Numa variante da doença de *Ménière*, a perda auditiva e os acufenos precedem o primeiro ataque de vertigens em meses ou até anos. Logo que começam os ataques de vertigens, a audição pode melhorar. A vertigem pode ser temporariamente aliviada com fármacos administrados por via oral.

Existem várias operações cirúrgicas para as pessoas que sofrem de frequentes e incapacitantes ataques de vertigem. Cortar os nervos ligados aos canais semicirculares alivia a vertigem, normalmente sem danificar o ouvido. Esta operação denomina-se neurectomia vestibular. Quando a vertigem é incapacitante e a audição já se deteriorou muito, a cóclea e os canais semicirculares podem ser extraídos com uma operação chamada labirintectomia.

2.4.11 Nevrite vestibular

A nevrite vestibular é uma doença caracterizada por um forte e repentino ataque de vertigem, causado pela inflamação dos nervos ligados aos canais semicirculares. Esta doença provavelmente é causada por um vírus. O primeiro ataque de vertigem é forte, é acompanhado de náuseas e vômitos que podem durar horas [Araújo, 2007]. Os olhos movem-se involuntariamente para o lado afetado (um sintoma chamado nistagmo). Esta doença desaparece por si só. Cada manifestação é mais breve e menos grave que a anterior. A capacidade auditiva não fica afetada. Para fazer o diagnóstico é necessário fazer testes de audição e outros para o nistagmo, nos quais se recorre à videonistagmografia, um método em que se registam eletronicamente os movimentos oculares. O teste do nistagmo consiste em instilar uma quantidade de água fria (30°) e quente (44°) em cada canal auditivo e registar os movimentos oculares do doente. Para além do tratamento médico adequado, deverá ser

iniciada reabilitação vestibular o mais precocemente possível de forma a permitir uma recuperação total da função vestibular [Araújo, 2007].

2.4.12 Perda auditiva induzida pelo ruído

A exposição a ruídos fortes, como os produzidos pelos equipamentos de carpintaria, serras mecânicas, motores de explosão, maquinaria pesada, tiros ou aviões, pode provocar uma perda da audição porque são destruídos os recetores auditivos do ouvido interno [Ball, 1998]. Outras causas frequentes são o uso de auscultadores para ouvir música num volume elevado e o facto de se estar perto de altifalantes em festas e concertos. Apesar de a sensibilidade ao ruído variar consideravelmente de uma pessoa para outra, quase todas perdem um pouco da audição ao se expor a um ruído intenso por tempo suficientemente prolongado. Qualquer ruído que ultrapasse os 85 decibéis é prejudicial. As lesões por expansão sonora devido a explosões (trauma acústico) provocam o mesmo tipo de perda auditiva. Este tipo de perda de audição é permanente. Geralmente é acompanhada por um zumbido nos ouvidos de alta frequência. A perda de audição pode ser evitada limitando a exposição ao ruído intenso, reduzindo o nível de ruído sempre que seja possível e permanecendo longe das fontes de ruído. Quanto mais forte for o ruído, menos tempo se deverá passar perto dele. Pode-se reduzir a exposição ao ruído usando protetores de ruído com filtros adequados. Um dispositivo de audição é habitualmente útil para as pessoas que têm uma perda auditiva grave induzida pelo ruído.

2.4.13 Perda de audição relacionada com a idade

A perda de audição relacionada com a idade (presbiacusia) é a perda auditiva neurossensorial que se manifesta como parte do envelhecimento normal. Este tipo de perda auditiva começa depois dos 20 anos e primeiro afeta as frequências mais altas e, gradualmente, chega às mais baixas. De qualquer forma, o grau de perda auditiva varia consideravelmente. A perda auditiva parece estar parcialmente relacionada com o grau de exposição ao ruído. Nenhum tratamento pode evitar ou inverter a perda de audição relacionada com a idade. No entanto, esta perda pode ser compensada pela leitura labial, pelo facto de aprender a reconhecer sinais não auditivos, como a linguagem corporal, e pela amplificação dos sons graças às próteses auditivas.

2.4.14 Tumores do nervo auditivo

Um tumor no nervo auditivo (neuroma acústico, neurinoma acústico, *Schwannoma* vestibular, tumor do oitavo par craniano) é um tumor benigno que se origina nas células de *Schwann* (células que envolvem o nervo). Os tumores do nervo auditivo representam 7 % de todos os tumores que se desenvolvem no crânio. A perda de audição, o zumbido, a náusea e a falta de equilíbrio são os primeiros sintomas. Podem manifestar-se outros sintomas se o tumor aumentar de volume e comprimir o cérebro ou outros nervos, como o nervo facial ou o nervo trigêmeo que inerva os olhos, a boca e a mandíbula. O diagnóstico rápido baseia-se numa ressonância magnética e em testes de audição, incluindo a resposta auditiva do tronco cerebral, que analisa o trajeto dos impulsos nervosos até ao cérebro. Os tumores pequenos são eliminados por microcirurgia para evitar danos no nervo facial. Os tumores de grande dimensão necessitam de uma cirurgia mais extensa.

Capítulo 3

Acústica e mecanismos da audição

3.1 Introdução

A acústica é o ramo da física associado ao estudo do som, desde sua geração, propagação até sua captação. O som é um fenómeno ondulatório causado pelos mais diversos objetos e propaga-se através dos diferentes estados físicos da matéria. O som pode ser considerado como fenómeno físico ou psicofísico. O significado físico diz respeito à fonte sonora e à propagação através do meio e o significado psicofísico refere-se a sua captação, ou seja, a audição desse fenómeno [Henrique, 2002].

Relativamente à produção do som, considera-se como fonte sonora qualquer corpo que vibra e produz som (ondas oscilatórias), tendo como exemplo as cordas vocais, instrumentos musicais e até o barulho de um trovão.

Considerando a propagação, este necessita de um meio físico, sólido, líquido ou gasoso, para se propagar (meio transmissor). A propagação do som no espaço deve-se ao facto de umas partículas transmitirem o seu movimento às suas partículas vizinhas (e assim sucessivamente), ocasionando assim uma onda sonora.

Relativamente à captação ou receção do som é necessário um recetor sonoro, sendo que nos seres humanos o recetor do som é o ouvido e este é capaz de interpretar frequências entre 20 Hz e 20 kHz, sendo melhor entre 100 Hz e 10 kHz [Russo, 1999; Menezes & al, 2005].

Existem várias bases fundamentais para a compreensão da estrutura e síntese dos sons, sendo considerado importante a reflexão dos conceitos dos sistemas vibratórios (geração do som) e ondas (propagação do som), para assim ser possível a compreensão da psicoacústica (receção do som) [Henrique, 2002].

3.2 Sistemas vibratórios

Movimento periódico é um movimento em que um corpo material percorre sempre a mesma trajetória, repetindo em intervalos de tempos as mesmas características cinemáticas, ou seja, a mesma posição, velocidade e aceleração. Em acústica, o movimento oscilatório ou vibratório é um dos movimentos periódicos ou cíclicos que um assume particular importância. O movimento oscilatório é um movimento de vai e vem em torno de uma posição de equilíbrio, ou seja, representa qualquer movimento que se repete após um intervalo de tempo [Rao, 2009]. A essência dos movimentos oscilatórios pode ser muito divergente, mas as equações que descrevem as características de movimento, deslocamento, velocidade e aceleração, são equivalentes. Tanto nos movimentos oscilatórios como no caso mais geral dos movimentos periódicos, denomina-se ciclo o percurso efetuado, ao fim do qual o movimento repete as mesmas particularidades.

Embora o termo acústico seja tradicionalmente associado a som, não significa que um oscilador acústico emita som audível. Relativamente aos sistemas vibratórios distingue-se vibrações mecânicas e acústicas. Chama-se vibração acústica se o conceito fundamental do fenómeno for a oscilação de um fluido. Para o caso da vibração mecânica, o essencial do fenómeno é a vibração de um corpo sólido. A acústica pode ser também definida em termos de propagação linear de ondas considerando igualmente os sólidos. A diferença de comportamento entre sólidos e fluídos está no facto de que os sólidos sustentam ondas de propagação torcionárias enquanto que os fluídos apenas suportam ondas de compressão [Henrique, 2002].

Os movimentos periódicos são fenómenos que se repetem regularmente, sendo assim, considera-se importante definir uma grandeza que quantifique no tempo essa repetição. Estes movimentos caracterizam-se medindo o número de vezes que a trajetória se repete num determinado intervalo de tempo. Assim, surge uma grandeza fundamental para a compreensão dos conceitos de acústica: a frequência.

Frequência (f) é uma grandeza física que indica o número de ocorrências de um evento (ciclos, voltas, oscilações, etc) num determinado intervalo de tempo cuja unidade utilizada no sistema SI é ciclos por segundos ou Hertz (Hz). Alternativamente, podemos medir o tempo decorrido para uma oscilação. Esse tempo em particular recebe o nome de período

(T) e é dado pelo inverso da frequência. Deste modo, quando a frequência aumenta, o período diminui e vice-versa, ou seja, a frequência é o inverso do período.

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

Existem duas características que são essenciais para a existência de um movimento oscilatório: massa e elasticidade [French, 1971]. Massa é uma componente inercial com capacidade para transportar energia cinética. Elasticidade é uma componente elástica com capacidade para armazenar energia potencial elástica.

Define-se amplitude como sendo o valor absoluto da magnitude da oscilação de uma onda. O sistema oscilatório mais simples é um sistema com apenas um grau de liberdade, ou seja, com apenas uma única forma de oscilar. Em rigor essa situação não existe, entretanto serve de exemplo para a demonstração de alguns conceitos importante que futuramente serão necessários nos sistemas vibratórios complexos, resultado da coexistência dos diversos graus de liberdade [Henrique, 2002]. A amplitude, medida da magnitude da onda sonora, relaciona-se diretamente com a percepção de intensidade sonora, por exemplo, sons mais intensos serão resultado de uma maior amplitude, ou seja, um deslocamento maior das moléculas.

Define-se fase como sendo o ângulo que define a fração de um período ou ciclo, entre um ponto de referência e outro qualquer ponto de uma senoide. O Timbre é uma característica subjetiva do som, que permite ao indivíduo diferenciar dois sons de frequência e intensidades iguais. O timbre está diretamente relacionado com a habilidade de analisar frequências e depende das combinações de frequências e de intensidades no modelo físico da estimulação acústica [Henrique, 2002].

Os osciladores são os sistemas físicos que executam as oscilações, sendo importante salientar que para por um corpo a oscilar é necessário aplicar uma força exterior. O oscilador, que inicialmente se encontra em equilíbrio, reage a esta situação através de uma força de restituição, que procurará restituir o sistema ao estado inicial. A força de restituição, também chamada de retorno, é, portanto, uma força de se opõe ao deslocamento. Por outro lado, o movimento da massa é caracterizado por uma variação temporal da velocidade (aceleração ou desaceleração) à qual esta associada a uma força de inércia. As oscilações do sistema

resultam da oposição entre a força de inércia associada a massa, que tende a prolongar o movimento, e a força da restituição [Henrique, 2002].

Os osciladores podem ser classificados em mecânicos e eletromagnéticos consoante a natureza da força de restituição: a elasticidade, a gravidade, e magnetismo. Os osciladores mecânicos são caracterizados pela força de restituição ser a elasticidade ou a gravidade. Quando a força de restituição é o magnetismo os osciladores são chamados de eletromagnéticos. Nas oscilações acústicas a força de restituição depende da elasticidade do fluido onde se propaga o som.

Os movimentos harmônicos simples estão presentes em vários aspetos de nossas vidas, como nos movimentos do pêndulo de um relógio, de uma corda de violão ou de uma mola. Esses movimentos realizam um mecanismo de “vai e vem” em torno de uma posição de equilíbrio, sendo caracterizados por um período e por uma frequência.

A representação gráfica de um movimento harmônico simples é uma senoide e pode ser descrito matematicamente como uma função sinusoidal $x(t)$ dependente do tempo, e é dada por:

$$x(t) = A \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (3.2)$$

Onde A é a amplitude do movimento, ω é a pulsação do movimento ou frequência angular e φ_0 é a fase inicial.

O movimento harmônico simples (MHS) é o movimento oscilatório ocorrido quando a aceleração e a força resultante são proporcionais e opõem ao deslocamento. Para que um oscilador livre execute um movimento harmônico simples é necessária uma condição: a força de restituição deve ser linear, isso significa que obedece à Lei de Hooke, ou seja, há proporcionalidade entre a grandeza da força aplicada e o deslocamento produzido. Esta propriedade verifica-se em muitas molas, dentro de certos limites [Henrique, 2002].

Consideramos que a massa da mola é desprezável e que esta tem apenas elasticidade e obedece a lei de Hooke. Significa que se não forem ultrapassados certos limites, o aumento do comprimento da mola é proporcional à força aplicada, ou seja, isto significa que a força necessária para produzir um aumento unitário de comprimento é constante. Essa constante denomina-se constante de rigidez da mola, k e é dada por:

$$F_r(x) = -kx \quad (3.3)$$

A força $F_r(x)$ é uma função do deslocamento x , que se designa elongação e da constante de rigidez da mola. A força de restituição é sempre dirigida para a posição de equilíbrio e tem intensidade que aumenta com a distância à posição de equilíbrio. F_r é proporcional ao deslocamento, mas de sentido sempre oposto a esse deslocamento, daí a existência do sinal negativo a Equação 3.3.

Um sistema vibratório trata-se de um sistema dinâmico para o qual as excitações e as respostas dependem da variável tempo e eventualmente de variáveis especiais. Para cada sistema, as respostas vibratórias dependem das forças exteriores de excitação e também das condições iniciais do movimento. Existem várias classificações possíveis dos sistemas, consoante o aspeto que se pretende pôr em evidência, são eles (Tabela 3.1):

Classificações dos Sistemas			
Quanto à tipologia	Discretos	Um grau de liberdade	
		Vários graus de liberdade	
	Contínuos		
Quanto à estrutura	Lineares		
	Não-lineares		
Quanto ao comportamento energético	Conservativos		
	Dissipativos	Estáveis	
		Instáveis	
Quanto à excitação	Autónomos (livres)		
	Forçados	Deterministas	Tipo de excitação:
			Harmónica
			Periódica
			Aperiódica
	Aleatórios		
	Autoexcitados		

Tabela 3.1: Classificações dos sistemas [Adaptado de Henrique, 2002].

3.2.1 Oscilações livres e oscilações forçadas

Numa oscilação livre ou natural, o oscilador é posto em movimento por uma perturbação inicial e depois é abandonado a si próprio, não havendo nenhuma força externa a atuar em

permanência sobre o sistema. Se numa oscilação não há perdas ou dissipação de energia por atrito ou outros mecanismos, a oscilação diz-se não-amortecida. Se houver dissipação de energia, o que originará diminuição de amplitude, a oscilação é amortecida.

A equação do movimento de um sistema livre não-amortecido é dada por:

$$m\ddot{x}(t) + kx(t) = 0 \quad (3.4)$$

Qualquer sistema físico real, quando exposto a uma vibração livre, apresenta oscilação amortecida. Tal facto deve-se à existência de forças dissipativas, como o atrito e a viscosidade do ar, que provocam uma diminuição progressiva da amplitude, até que o sistema acaba por parar de oscilar.

O somatório das forças que intervêm no comportamento de um sistema livre amortecido é:

$$\sum F(t) = -kx(t) - c\dot{x}(t) \quad (3.5)$$

Onde admitimos um termo relativo à dissipação por amortecimento viscoso $-c\dot{x}$, em que $\dot{x} = \dot{x}(t)$ é a velocidade do movimento. Aplicando a segunda lei de Newton obtemos a equação diferencial do movimento expressa dentro dos parâmetros físicos:

$$m\ddot{x}(t) + c\dot{x}(t) + kx(t) = 0 \quad (3.6)$$

Ou então, dentro dos parâmetros vibratórios é dado por:

$$m\ddot{x} + 2m\omega_0\zeta_0\dot{x} + m\omega_0^2x = 0 \quad (3.7)$$

Onde k e c foram substituídos pelo coeficiente de amortecimento ζ_0 :

$$\zeta_0 = \frac{c}{2m\omega_0} = \frac{c}{2\sqrt{mk}} \quad (3.8)$$

Com:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3.9)$$

Um corpo realiza vibração forçada quando a sua situação vibratória lhe é imposta por uma ação externa independente, ou seja, sendo excitado por uma força exterior $F(t)$, a equação do oscilador é dada por:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F(t) \quad (3.10)$$

Onde a força excitadora $F(t)$ pode ser de natureza diversa: contínua, impulsiva, sinusoidal, aleatória e, etc.

3.3 Ondas

O som propaga-se no ar através de várias rarefações e compressões do meio que o constituem, aquando da atuação de uma fonte de excitação sonora [Gerges, 2000]. As partículas se movimentam sempre em torno da sua posição inicial, e não ao longo da trajetória percorrida pelo som. Pode dizer-se que uma onda é uma perturbação que se propaga num meio elástico, designado por movimento ondulatório [Kinsler, 1985; Henrique, 2002].

O som ao propagar-se no ar origina flutuações de pressão relativamente à pressão atmosférica. O ouvido, que é um órgão extremamente sensível às variações de pressão, deteta diferenças diminutas, relativamente à pressão atmosférica [Henrique, 2002].

Quanto à direção de propagação, as ondas de pressão, que caracterizam as chamadas ondas sonoras, são do tipo longitudinal e propagam-se num meio material – sólido, líquido ou gasoso, sendo suscetíveis de provocar uma sensação auditiva. Além disso, quanto à sua natureza, as ondas sonoras são mecânicas e tridimensionais, pois sua propagação ocorre em todas as direções [Russo, 1999].

Por definição, comprimento de onda (λ) é a distância percorrida pela onda durante um período de tempo, sendo a equação do movimento ondulatório dada por:

$$\lambda = cT \quad (3.11)$$

Sendo que,

$$T = \frac{c}{f} \quad (3.12)$$

Temos,

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.13)$$

Onde c representa a velocidade do som e f a frequência da onda sonora, e é denominada equação do movimento ondulatório.

O cálculo dos comprimentos de onda das frequências limite dos sons audíveis põe em evidência a grande variação de valores existentes. Os sons graves, têm grandes comprimentos de onda e, inversamente, os sons agudos têm comprimentos de onda menores.

A propagação do som faz-se através do movimento das partículas no meio, sendo que estas partículas possuem massa e elasticidade, sendo assim o meio pode ser idealizado como uma quantidade muito grande de osciladores [Henrique, 2002].

A velocidade de propagação do som é a distância percorrida por uma onda sonora por unidade de tempo. É a velocidade a que uma perturbação se propaga num determinado meio. Conforme já dito, a velocidade do som depende da massa e da elasticidade do meio de propagação, as quais dependem da temperatura. A velocidade de propagação de uma onda mecânica através de um meio, é uma expressão da forma [Benade, 1990; Benson, 1996]:

$$Velocidade\ da\ onda = \sqrt{\frac{Coeficiente\ de\ elasticidade\ do\ meio}{Coeficiente\ de\ inércia\ do\ meio}} \quad (3.14)$$

Nos meios gasosos, considerando um gás ideal, a velocidade de propagação do som é dada pela expressão:

$$c = \sqrt{\frac{\gamma RT}{\rho}} \quad (3.15)$$

Onde, c é a velocidade de propagação do som, R é a constante universal dos gases, T é a temperatura absoluta e ρ é a massa volumétrica.

Nos sólidos podem-se propagar ondas transversais e ondas longitudinais, apresentando velocidades de propagação diferentes. Se uma onda atravessa um sólido, para além do movimento descrito, as moléculas também se movimentam em direções transversais, isso ocorre pelo facto das moléculas estarem em elevado grau de ordenação e as forças existentes entre elas não atuarem apenas na direção da onda, mas também numa direção perpendicular (transversal) [Kane & Sternheim, 1988].

A velocidade das ondas longitudinais num sólido é dada por [French, 1971]:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (3.16)$$

Onde, c é a velocidade de propagação do som, E é o módulo de Young e ρ é a massa volumétrica.

Já nos meios líquidos, estas são caracterizadas do ponto de vista elástico pelo módulo de compressibilidade volumétrico B . Geralmente, a estrutura molecular dos líquidos faz com que a transmissão do som neste meio seja mais lenta do que nos sólidos.

A velocidade de propagação do som nos fluidos é dada por [French, 1971]:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (3.17)$$

Onde, c é a velocidade de propagação do som, B é o módulo de compressibilidade volumétrica e ρ é a massa volumétrica.

3.3.1 Impedância acústica

A impedância acústica reflecte o grau de resistência que um meio oferece ao movimento das ondas sonoras. Em acústica interessa, particularmente, a transferência de energia mecânica e acústica nos sistemas envolvidos. São as diferenças de impedância que criam as reflexões das ondas. Uma descontinuidade de massa ou de rigidez provoca diferenças de impedância. O conceito de impedância é fundamental porque nos permite compreender como se processa a transferência de energia [Henrique, 2002].

Muitas vezes é mais importante a comparação das impedâncias entre meios do que o seu conhecimento isolado. É nesse sentido que se consideram duas situações típicas: compatibilizar impedâncias e desajustar impedâncias. Verifica-se que se dois meios diferentes tiverem impedâncias semelhantes, uma onda que se propague de um meio para outro transfere-se praticamente sem reflexão. Pelo contrário, se os meios tiverem impedâncias bem distintas, grande parte da energia refletir-se-á quer a impedância do segundo meio seja maior ou menor do que a do primeiro [Hall, 1991]. A aplicação destes princípios torna-se evidente: se pretendermos que haja uma eficaz transferência de energia de um meio para outro, convém que suas impedâncias sejam compatibilizadas. Já ao

contrário, caso a pretensão seja que a energia não seja transmitida, que fique limitada a uma zona, deve-se procurar desajustar as impedâncias, o que originará maior reflexão das ondas. [Henrique, 2002]

Considerando uma onda plana que se propaga numa direção, a relação entre pressão e velocidade das partículas para esta onda, seja qual for a frequência, é uma propriedade do meio que se chama impedância acústica específica e é dada pela seguinte expressão:

$$Z_e = \frac{p}{v} \quad (3.18)$$

Onde, Z_e é a impedância acústica específica, p é a flutuação de pressão e v é velocidade das partículas [López, 1999].

A impedância acústica específica para ondas que se propagam na direção positiva de x é dada por:

$$Z = \rho_0 c \quad (3.19)$$

Ou para a direção negativa:

$$Z = -\rho_0 c \quad (3.20)$$

Por definição, o produto ρc é a impedância característica do meio. Das equações, resulta:

$$p = \rho_0 c v \quad (3.21)$$

A impedância acústica específica é uma grandeza que se torna útil quando se estuda ondas acústicas que se propagam de um meio para outro.

3.3.2 Campos sonoros

O campo sonoro é uma zona do espaço, definido pela pressão sonora e pela velocidade das partículas. O termo campo sonoro descreve a interação das ondas sonoras com o meio ambiente. A sua natureza depende da radiação da fonte sonora, da distância à fonte e dos obstáculos no percurso das ondas [Henrique, 2002].

Campo livre é um campo em que as ondas sonoras se podem propagar em todas as direções, sem obstáculos, não havendo reflexão, difração, refração, absorção nem mesmo difusão

[Everest, 1994]. Assim, não existem fenômenos de ressonância. Um ambiente assim definido dificilmente existe, pois num espaço fechado geralmente existe o som direto e o som reverberante. O som reverberante resulta das reflexões nesse espaço, criando um campo chamado de campo reverberante

À diminuição da energia das ondas sonoras, provocada pelo meio que a onda está a atravessar na propagação do som, chama-se absorção. O som é absorvido quando entra em contacto com qualquer objeto físico. Isto acontece porque o objeto atingido tenderá a vibrar, dispersando energia da onda sonora e também porque há perda, por fricção, dentro do material. Em geral, materiais porosos (lã de vidro, tecidos, cortiça) absorvem melhor o som.

A intensidade sonora absorvida por um determinado material é dada por:

$$I_a = I - I_r \quad (3.22)$$

Onde, I_a é a intensidade absorvida, I é a intensidade incidente e I_r é a intensidade refletida.

As ondas sonoras ao encontrarem um obstáculo de grandes dimensões, relativamente ao comprimento de onda geram o fenómeno de reflexão. Se os obstáculos forem muito menores do que o comprimento da onda incidente, criam apenas uma sombra acústica, ou não afetam a transmissão. Nas médias e altas frequências, as ondas sonoras comportam-se, geometricamente, como raios, à semelhança dos raios de luz. A reflexão tende a gerar efeitos como o eco e a reverberação [Henrique, 2002].

A difração representa a distorção das frentes de onda, na propagação do som, provocada pelos obstáculos que as ondas sonoras encontram e que têm de contornar. Sons mais graves, com ondas mais longas, têm maior difração que os sons agudos. A difração representa também a capacidade que as ondas têm de passar através de pequenos orifícios, ou seja, possui a característica da mudança de direção numa onda sonora. A difração sonora provocada pela cabeça é um dos principais fatores em que se baseia a estereofonia.

Existe refração quando as ondas passam de um meio para outro com diferente velocidade de propagação. É o que acontece com a propagação em meios submetidos a variações de temperatura ou em presença de vento. O som tende a ter maior velocidade na direção e sentido do vento e tende a ser retardado em sentido contrário. A velocidade de propagação do som no ar aumenta, substancialmente, com a temperatura.

3.3.3 Intensidade, potência acústica e pressão sonora

A passagem de uma onda sonora por um meio fluido origina alterações de pressão e da velocidade das partículas. A intensidade sonora é definida pelo produto da pressão pela velocidade das partículas, que é equivalente à potência recebida por unidade de área.

O nível de intensidade sonora L_I [Henrique, 2002] relaciona a intensidade sonora, I , com um valor de referência I_0 ($=10^{-12} \text{ W/m}^2$) e é geralmente dado numa base logarítmica por:

$$L_I = 10 \times \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (3.23)$$

Numa onda progressiva que se propaga livremente no ar, o nível de pressão sonora e o nível de intensidade sonora são praticamente iguais.

A potência acústica é a energia recebida por unidade de tempo. O nível de potência acústica [Henrique, 2002], reflete a potência sonora total emitida pela fonte sonora em todas as direções e é representado como função da potência acústica de referência ($P_0 = 10^{-12} \text{ W}$) e a potência acústica real, P , por:

$$L_w = 10 \times \log \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (3.22)$$

A pressão sonora representa o aumento de pressão relativamente à pressão atmosférica, provocada pela onda.

O nível de pressão sonora, SPL (*Sound Pressure Level*), é o nível correspondente à pressão provocada pela vibração sonora, medida num determinado ponto. O SPL é a medida mais usual quando se fala em amplitude da onda sonora, devido à sensibilidade do ouvido em relação às variações de pressão e por ser uma quantidade simples de ser medida. A escala de decibéis, dB SPL, define níveis sonoros comparando as pressões sonoras, p , com uma pressão sonora de referência, p_0 ($2 \times 10^{-5} \text{ N/m}^2$), correspondente ao limiar de audibilidade:

$$SPL = 20 \times \log \left(\frac{p}{p_0} \right) \quad (3.23)$$

A pressão sonora para fontes sonoras reais pode variar entre 20 μPa (mínimo de audição) e 20 Pa (limiar de dor), para o ouvido humano a 1 kHz de frequência de referência.

O valor do nível sonoro pretende traduzir, sob a forma de valor único, a pressão sonora “sentida” pelo ouvido humano.

As grandezas referidas (potência acústica, intensidade sonora e pressão acústica) apresentam uma gama de variação muito extensa entre os sons minimamente audíveis e os sons insuportáveis para o ouvido humano, o que torna a sua utilização direta pouco prática. Esta questão passou a ser resolvida com a utilização de uma escala logarítmica, o decibel (dB):

$$\text{dB} = 10 \times \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (3.24)$$

em que dB representa o nº de decibéis, I a intensidade do som e I_0 a intensidade de referência (10^{-12} w/m^2) [Gerges, 2000].

Assim sendo, não se pode calcular a intensidade resultante de vários sons pela simples soma aritmética das intensidades de cada som individual. Para determinar a energia sonora resultante de duas ondas, adiciona-se a energia relativa de cada uma, e não os níveis de pressão.

Seja p_1 a pressão sonora exercida num certo ponto pela fonte sonora 1, p_2 a pressão sonora exercida no mesmo ponto pela fonte sonora 2, ... , p_n a pressão sonora exercida pela fonte sonora n , então o nível de pressão sonora resultante das n fontes sonoras (L_p) nesse ponto será:

$$L_p = 10 \times \log_{10} \left(\frac{(p_1^2 + p_2^2 + \dots + p_n^2)}{p_0^2} \right) \quad (3.25)$$

Durante a propagação sonora, verifica-se que a intensidade sonora tem uma diminuição, que é proporcional ao quadrado da distância. Este fenómeno, conhecido por “lei do inverso do quadrado da distância”, diz que em campo livre, a intensidade sonora é inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte e o observador. Num campo livre, se

uma fonte emitir energia sonora igualmente em todas as direções, verifica-se que o nível de pressão sonora diminui 6 dB, sempre que a distância à fonte sonora duplica. No ar, o som transmite-se por ondas esféricas, cujo centro é a fonte sonora. Num dado momento o som chega ao mesmo tempo a todos os pontos da superfície de uma certa esfera. Assim, sabendo a potência da fonte sonora, P , o raio da esfera, r , e a superfície da esfera ($4\pi r^2$), é possível calcular a intensidade sonora que se ouve à distância r da fonte sonora, através da seguinte equação:

$$I = \frac{P}{4\pi r^2} \quad (3.26)$$

A intensidade de um som é determinada pela intensidade de movimento das fibras basilares. Quanto maior o deslocamento para frente e para trás, mais intensamente as células ciliadas são estimuladas e maior é o número de estímulos transmitidos ao cérebro para indicar o grau de intensidade. Por exemplo, se uma única célula ciliada próxima da base da cóclea transmite um único estímulo por segundo, a altura do som será interpretada como sendo de um som agudo, porém de intensidade quase zero. Se essa mesma célula ciliada é estimulada 1.000 vezes por segundo, a altura do som permanecerá a mesma (continuará agudo), mas a sua intensidade será extrema (a potência do som será maior devido à intensidade de movimento das fibras basilares) [Vilela, 2010].

3.4 Psicoacústica

Psicoacústica pode ser definida como o estudo da relação entre o estímulo sonoro e a resposta comportamental que o mesmo produz no indivíduo, ou seja, é um ramo da psicofísica que estuda a relação entre os estímulos acústicos e as sensações auditivas [Roederer, 1995]. Não é mais do que o estudo de como os seres humanos percebem o fenómeno sonoro.

A captação do som até à sua percepção e interpretação é uma sequência de transformações de energia, iniciando pela sonora, passando pela mecânica, hidráulica e finalizando com a energia elétrica dos impulsos nervosos que chegam ao cérebro.

As ondas sonoras captadas pelo pavilhão auricular são canalizadas pelo canal auditivo externo até à membrana timpânica. O canal auditivo externo serve como proteção e como amplificador de pressão. Quando o ar atinge a membrana timpânica, a pressão e descompressão alternadas adjacentes à membrana provocam o deslocamento da mesma para frente e para trás (Figura 3.1). Uma compressão obriga a membrana a deslocar-se para dentro e uma descompressão a deslocar para fora. Logo, a membrana vibra com a mesma frequência da onda. Desta forma, a membrana timpânica transforma a energia sonora em energia mecânica que é comunicada aos ossículos.

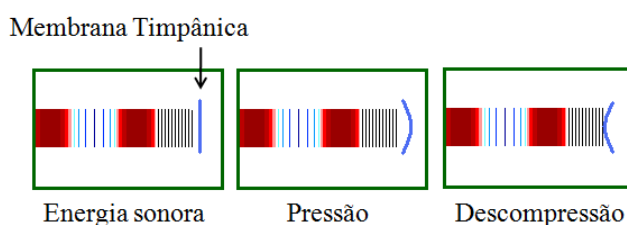


Figura 3.1: Esquema representativo da energia sonora [Vilela, 2010].

O centro da membrana timpânica conecta-se com o cabo do martelo. Este, por sua vez, conecta-se com a bigorna, e a bigorna com o estribo. A movimentação do cabo do martelo determina também, no estribo, um movimento de vaivém, de encontro à janela oval da cóclea, transmitindo assim o som para o líquido coclear. Desta forma, a energia mecânica é convertida em energia hidráulica, conforme demonstrado num esquema representativo na Figura 3.2.

Os ossículos agem como amplificadores das vibrações da onda sonora por funcionarem como alavancas das vibrações mecânicas. Se a janela oval captasse diretamente as ondas sonoras, não teria pressão suficiente para mover o líquido coclear para frente e para trás, a

fim de produzir a audição adequada, pois o líquido possui inércia muito maior que o ar e uma intensidade maior de pressão seriam necessários para movimenta-lo. A membrana timpânica e ossículos convertem a pressão das ondas sonoras da seguinte forma: as ondas sonoras são captadas e conduzidas até a membrana timpânica, cuja área é maior que a área da janela oval. Portanto, uma energia maior do que aquela que a janela oval produziria sozinha é captada e transmitida, através dos ossículos, à janela oval. Da mesma forma, a pressão de movimento da base do estribo apresenta-se maior do que aquela que seria obtida aplicando-se ondas sonoras diretamente à janela oval. Essa pressão é, então, suficiente para mover o líquido coclear para frente e para trás [Vilela, 2010].

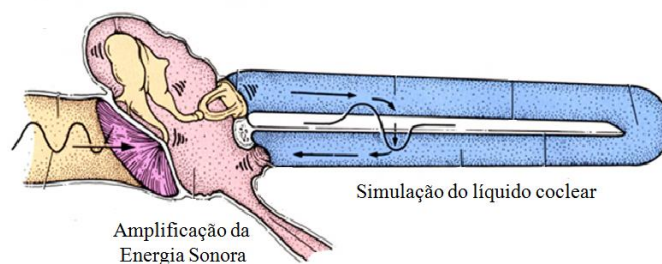


Figura 3.2: Esquema representativo da energia mecânica para energia hidráulica [Vilela, 2010].

À medida que cada vibração sonora penetra na cóclea, a janela oval move-se para dentro, fazendo vibrar a perilinfa existente na rampa vestibular (Figura 3.3). A pressão aumentada na rampa vestibular desloca a membrana basilar para dentro da rampa timpânica; isso faz com que o líquido dessa câmara seja empurrado na direção da janela redonda, provocando, por sua vez, o arqueamento dela para fora. Assim, quando as vibrações sonoras provocam a movimentação do estribo para trás através das vibrações mecânicas, o processo é invertido, e o líquido, então, move-se na direção oposta através do mesmo caminho, e a membrana basilar desloca-se para dentro da rampa vestibular.

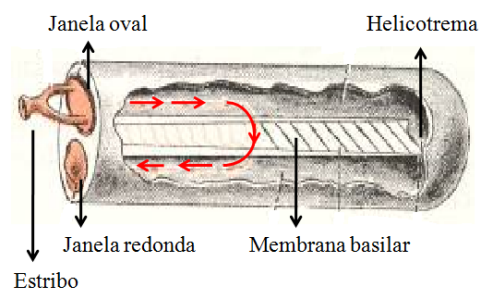


Figura 3.3: Movimento do líquido da cóclea [Guyton, 1981].

A vibração da membrana basilar faz com que as células ciliadas do órgão de Corti se agitem para frente e para trás; isso flexiona os cílios nos pontos de contacto com a membrana tectorial. A flexão dos cílios excita as células sensoriais e gera impulsos nas pequenas terminações nervosas filamentosas da cóclea que enlaçam essas células, conforme demonstrado no esquema representativo da Figura 3.4. Esses impulsos são, então, transmitidos através do nervo coclear até aos centros auditivos do tronco encefálico e córtex cerebral. Dessa forma, a energia hidráulica é convertida em energia elétrica.

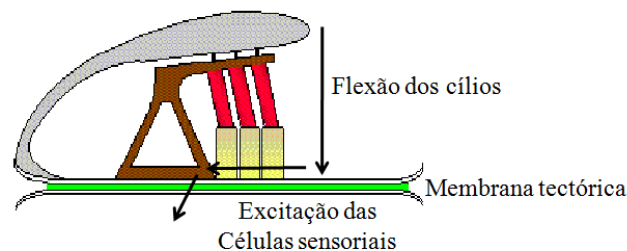


Figura 3.4: Esquema representativo da flexão dos cílios [Mammano, 2010].

Após atravessarem o nervo coclear, os estímulos são transmitidos aos centros auditivos do tronco encefálico e córtex cerebral, onde são processados.

Os centros auditivos do tronco encefálico relacionam-se com a localização da direção do som e com a produção reflexa de movimentos rápidos da cabeça, dos olhos ou mesmo de todo o corpo, em resposta a estímulos auditivos.

O córtex auditivo, localizado na porção média do giro superior do lobo temporal, recebe os estímulos auditivos e interpreta-os como sons diferentes.

O mecanismo essencial para a percepção dos sons tem a ver com o facto de que a cóclea exhibe um comportamento ressonante em que a profundidade de penetração do som ao longo dos seus canais depende da sua frequência. Assim, as frequências elevadas viajam relativamente pouco dentro do canal vestibular e “morrem” quase a entrada. Isso quer dizer que é como se a cóclea fosse uma caixa-de-ressonância para os sons agudos apenas numa pequena secção à entrada.

3.4.1 Percepção dos sons

A banda de frequências audíveis (Figura 3.5) no ser humano varia entre 16 Hz e 20 kHz. As frequências acima de 20 kHz são chamadas ultrassons e abaixo de 16 Hz, infrassons.

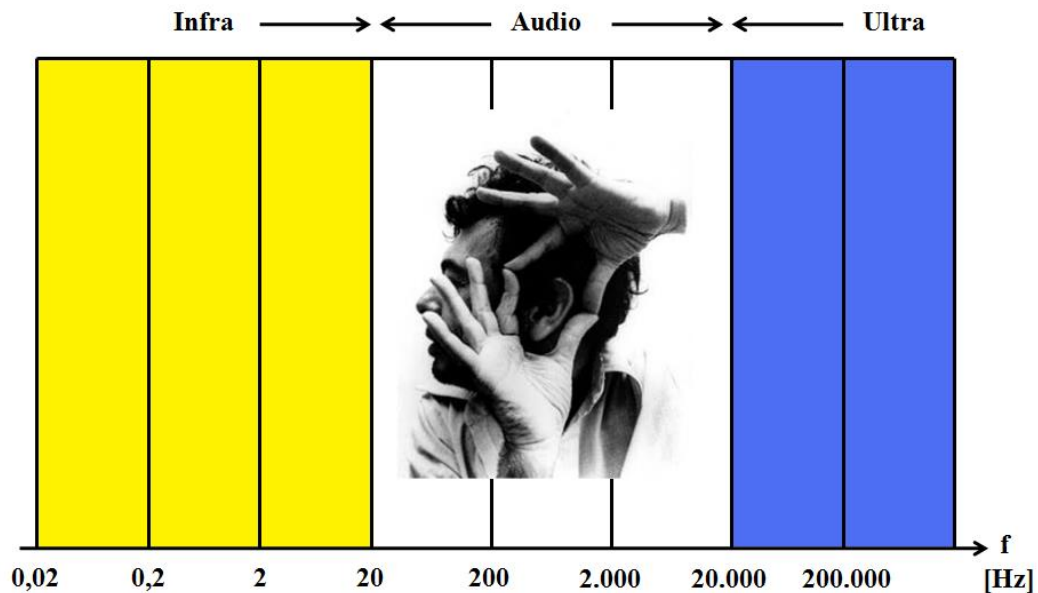


Figura 3.5: Representação das frequências audíveis nos seres humanos.

De entre as frequências audíveis (Figura 3.6), até cerca de 256 Hz, consideram-se frequências baixas, entre 256 e 1kHz, frequências médias e superiores a 1kHz, frequências altas.

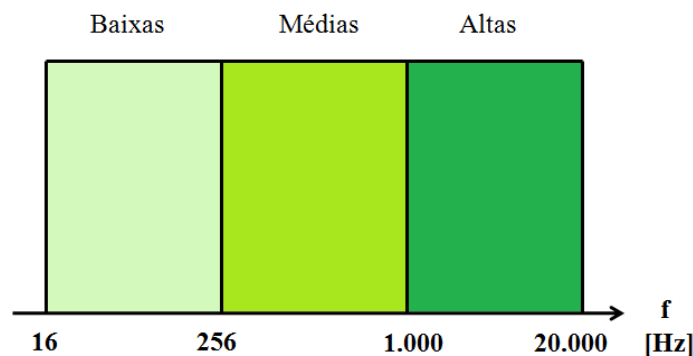


Figura 3.6: Caracterização das frequências audíveis: baixas, médias e altas.

A altura do som é a característica psicológica relacionada diretamente com a frequência do estímulo e traduz a sensação auditiva que permite ordenar os sons, de graves a agudos. Embora a frequência seja o fator mais importante que determina a sensação de altura existem

outros fatores a considerar: intensidade, espectro, duração, envolvente e presença de outros sons. A sensação de altura depende essencialmente da zona da membrana basilar que é mais excitada.

A unidade para quantificar a sensação subjetiva de altura é o “mel” (Figura 3.7), que deriva da palavra melodia.

O som de 1 kHz equivale a 1000 mel. A escala de mel [Stevens, 1940] varia entre 0 mel a 3000 mel, intervalo que corresponde à gama de frequências de 20 Hz a 20 kHz.

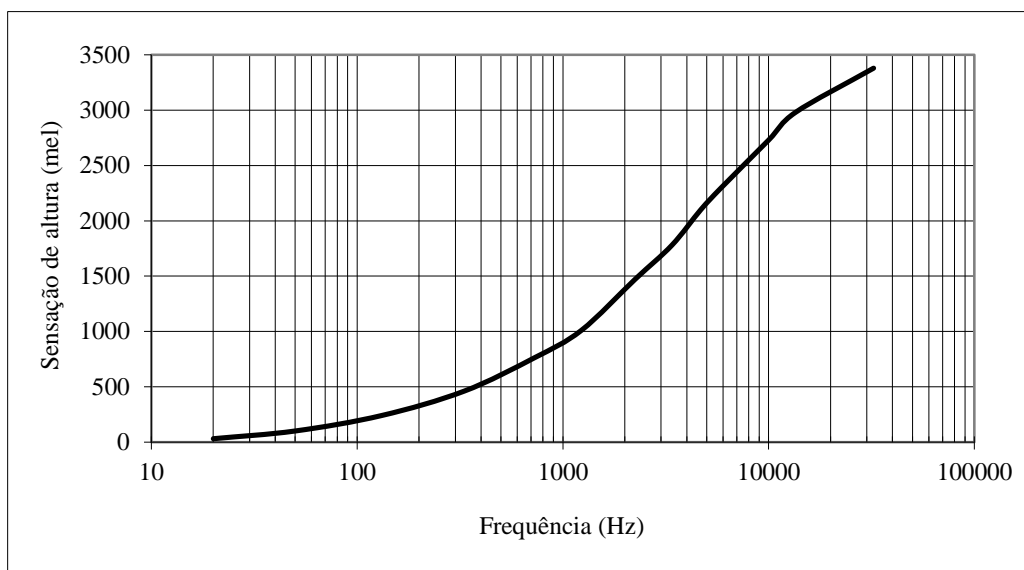


Figura 3.7: Escala de mel [Stevens, 1940].

A sensação de altura pode ser absoluta ou relativa, sendo que absoluta resulta da apreciação da altura de um som isolado e relativa corresponde a sensação de um som relativamente a outro.

A intensidade sonora de um som provoca em nós uma sensação de intensidade. Quando dizemos que um som é forte estamos a referir à sensação que esse som origina, ou seja, a sensação de intensidade. A sensação de intensidade de um som depende essencialmente da sua intensidade física, mas depende também de outros fatores, como o efeito de ressonância no ouvido externo. Esta sensação pode ser modificada por diversos fatores, sendo eles: previsibilidade ao ouvir um som, fadiga, idade ou exposição prolongada a sons intensos.

3.4.2 Limiares auditivos

Audibilidade é o estudo de como o ouvido recebe e interpreta as variações da pressão sonora, associadas a variações de frequência. Para que um som se ouça tem de ter uma determinada intensidade mínima, a que se chama limiar de audibilidade. Este limiar é definido, segundo *American National Standards Institute* (ANSI), como “O nível mínimo de pressão sonora de um sinal acústico, que produz sensação auditiva numa percentagem específica de teste”.

Utilizando um gerador de sons sinusoidais, facilmente se verifica que o limiar de audibilidade não é o mesmo para todas as frequências (Figura 3.8). Observando a curva dos limiares verifica-se que se ouve menos bem nas regiões grave e sobre aguda, onde os valores dos limiares de audibilidade são altos; a máxima sensibilidade auditiva situa-se na zona 1kHz-5kHz. Se a intensidade de um som for aumentada, atinge-se um ponto de intolerância auditiva. Ultrapassado esse limite, o som pode causar dor. Esse valor, que separa o tolerável do intolerável, denomina-se limiar de dor; não é mais do que a intensidade máxima que o ouvido pode tolerar. Tal como o limiar de audibilidade, também o limiar de dor depende da frequência, ainda que em menor grau.

As duas linhas que representam os referidos limiares delimitam o campo auditivo.

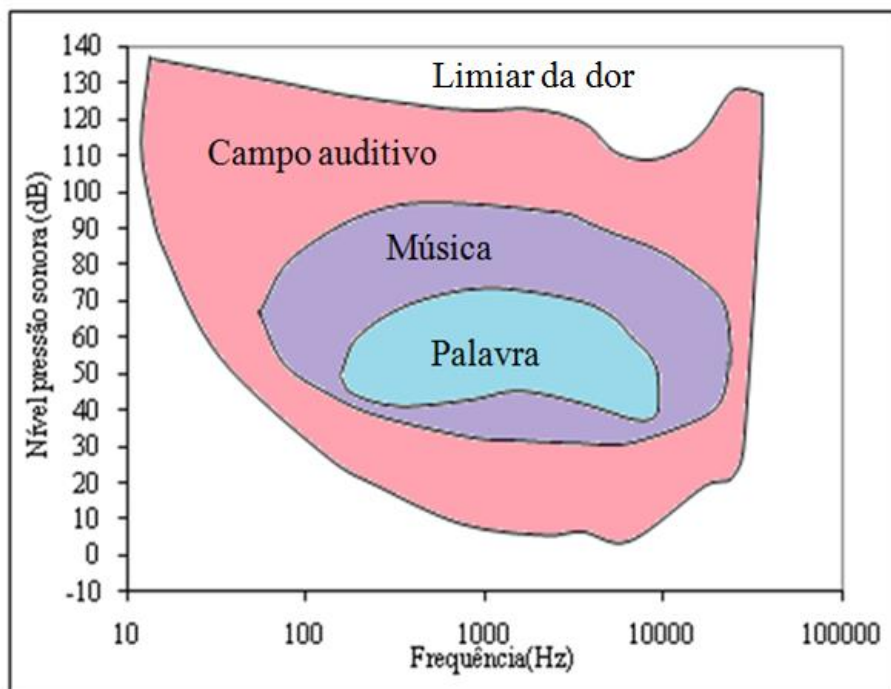


Figura 3.8: Zonas do campo auditivo [*American National Standards Institute*].

3.4.3 Percepção espacial

O ouvido humano tem a capacidade de ouvir sons complexos de dois modos: analítico, ouvindo as componentes frequências isoladamente, e global, sem se aperceber dessas componentes.

Na audição de dois ou mais sons, simultaneamente, pode acontecer que um deles mascare os outros, fenómeno que se designa por efeito de máscara. Este efeito é a resultante de uma subida do limiar de audibilidade do som que é mascarado.

O ouvido humano capta sons vindos de todas as direções. No entanto, a intensidade com que se ouve não é a mesma em qualquer incidência. A cabeça é a principal responsável pelas características direcionais do ouvido por constituir um “obstáculo” à captação do som.

Ao processamento do som feito pelos dois ouvidos chama-se binauralidade. Esta determina a forma como as informações codificadas por um ouvido interagem com as informações codificadas pelo outro ouvido. Se o som incidir rigorosamente na direção do eixo frontal da cabeça, as ondas sonoras atingirão os dois ouvidos exatamente ao mesmo tempo.

A percepção da direção do som deve-se às diferenças detetadas ao nível dos dois ouvidos: diferenças de tempo, de intensidade e de timbre.

Capítulo 4

Modelo computacional do ouvido médio e interno

4.1 Introdução

Muitos fenómenos físicos em engenharia e ciência podem ser descritos em termos de equações diferenciais parciais. O método dos elementos finitos (MEF) é uma abordagem numérica de resolver essas equações de forma aproximada.

Resumidamente, a ideia básica do MEF, é a modelação de um problema genérico que envolve meios contínuos, através da análise de partes discretas desses meios, para os quais é possível conhecer ou obter uma descrição matemática do seu comportamento. A este processo de análise estruturada das partes em detrimento do todo dá-se o nome de discretização. Então, pode-se dizer que um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo com um tamanho finito. Os pontos onde os elementos se unem são chamados nós.

Pode-se dizer então que o MEF passa por resolver um dado problema complexo, ou mesmo sem solução analítica, através da resolução sequencial e estruturada de vários problemas mais simples e com solução matemática (exata ou aproximada), que, quando agrupadas, formam ou conduzem a uma solução do problema global inicial.

A origem do desenvolvimento deste método ocorreu no final do século XVIII, mas só se tornou possível com o aparecimento dos computadores. Já o MEF propriamente dito, originou-se entre 1943 e 1965 com os trabalhos de Courant [Courant, 1946], Argyris [Argyris, 1965] e Clough [Clough, 1960] tendo contribuição de Zienkiewicz [Zienkiewicz, 1964] muito significativos para o desenvolvimento do método [Ferreira, 2007].

Uma análise estrutural do MEF inclui os seguintes passos, descritos na Tabela 4.1.

Análise Estrutural pelo MEF	
Passos	Descrição
1	Discretização da estrutura. O meio contínuo (geometria) é subdividido em elementos finitos, ou seja, a geração da malha de elementos finitos.
2	Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras chamado nós.
3	Definição das propriedades de material dos elementos.
4	Escolha de um conjunto de funções para definir o estado de deslocamento dentro de cada “elemento finito” em termos dos seus deslocamentos nodais.
5	As funções de deslocamento definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. Estas deformações em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão através dos elementos.
6	Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração nas forças aplicadas sobre os nós.
7	Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída.
8	Definição de condições fronteira.
9	Resolução de sistemas de equações algébricas lineares.
10	Cálculo de deslocamento, tensões, reações, modos naturais ou outra informação de pós-processamento.

Tabela 4.1: Passos para análise estrutural do MEF.

De uma forma geral, o MEF é utilizado na busca de soluções de problemas complexos de diversas áreas do conhecimento, para os quais não se conhece uma solução exata que possa ser expressa de forma analítica [Dias & al, 2010].

A aplicação do MEF a problemas realistas de engenharia, frequentemente complexos, exige muitas vezes, a disponibilidade de meios computacionais significativos, por isso é que o desenvolvimento do método tem a vindo a acontecer de acordo com o aumento da disponibilidade tecnológica.

O método pode ser aplicado à resolução de problemas unidimensionais, mas, mais frequentemente, pretende-se determinar a solução numa área ou volume tridimensional genérico.

Como primeira fase, o domínio que se pretende é dividido num número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos, designados por elementos finitos. A isso se chama discretização. Os pontos que ligam estes elementos são chamados de nós e constituem a malha de elementos finitos. Os nós encontram-se geralmente nos vértices dos elementos. Os elementos finitos podem assumir formas geométricas diversas, sendo elas: unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais. Os elementos bidimensionais frequentemente são triangulares ou quadriláteros. Já os elementos tridimensionais geralmente são hexaedros, tetraedros ou pentaedros.

Deste modo, torna-se possível substituir o problema de determinar o deslocamento de um número infinito de pontos de um domínio contínuo pelo cálculo dos deslocamentos de um número finito de pontos, os nós da malha de elementos finitos.

Uma vez determinado os deslocamentos nodais, calculam-se as deformações correspondentes e, a partir destas, o estado de tensão. Posteriormente, todas essas informações são disponibilizadas para o utilizador do programa [Dias & al, 2010].

São três os estágios para a simulação numérica pelo método dos elementos finitos: 1) pré-processamento; 2) análise; e, 3) pós-processamento.

A fase de pré-processamento diz respeito à construção do modelo geométrico do sistema a estudar e a definição dos carregamentos e das condições a que este será submetido. É também nessa primeira fase que todas as propriedades mecânicas e/ou físicas dos materiais a utilizar no modelo são definidas. Também se definem todos os carregamentos e as restrições a que o modelo possa ser submetido. A estas restrições chamamos de condições de fronteira.

A fase de pós-processamento encarrega-se da tarefa de apresentar as informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados.

A Figura 4.1 [adaptado de Dias & al, 2010], apresenta uma representação da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao MEF.

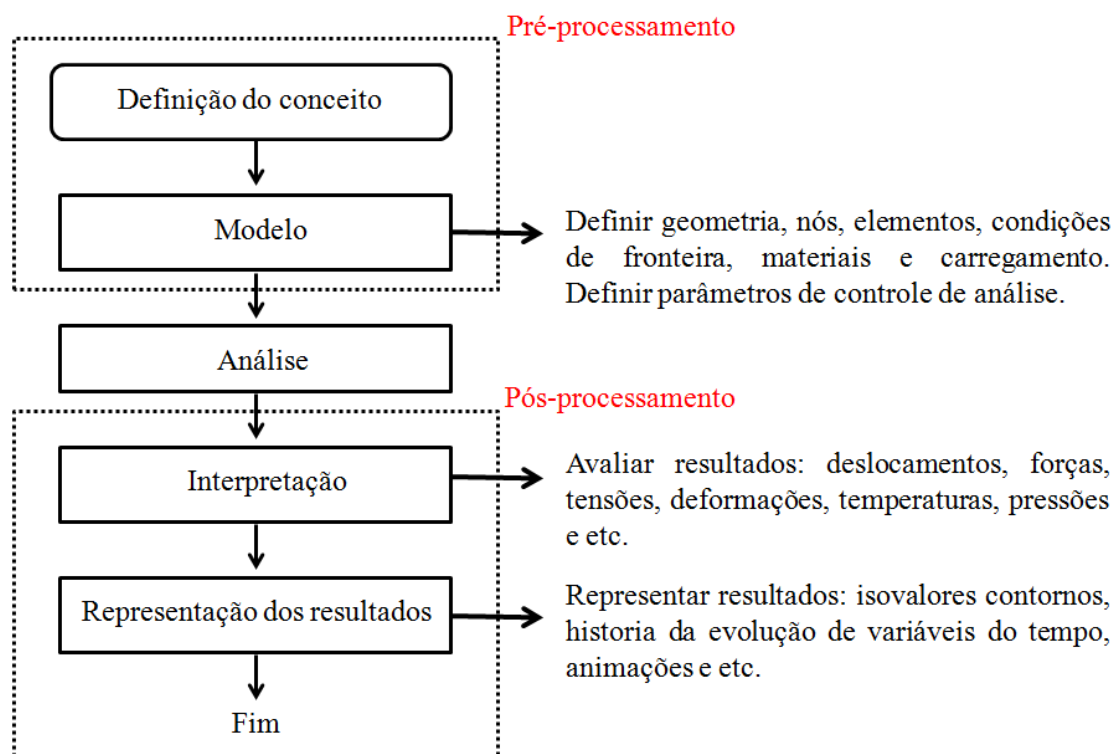


Figura 4.1: Representação da metodologia do MEF.

A gama de aplicação do MEF é muito vasta, como por exemplo: análise de acidentes; análise de fluxo de fluidos em lagoas poluentes e contaminantes no ar e sistemas de ventilação; análise de procedimentos cirúrgicos, como por exemplo cirurgia plástica. Este método tem sido também utilizado no desenvolvimento de próteses, sendo possível analisar características de um doente particular e personalizar a conceção de uma prótese ideal.

Outra aplicação para o MEF, são os estudos biomecânicos computacionais, sendo que estes podem envolver o estudo do corpo humano a qualquer nível, ou seja, desde um nível macro até ao tamanho de uma única célula.

A utilização de modelos biomecânicos computacionais do ouvido tem sido apresentada com o intuito de uma melhor compreensão da anatomia e fisiologia desta região, como por exemplo, podem-se citar alguns estudos biomecânicos do ouvido, como o trabalho de Gan *et al.* em 2004 [Gan & al, 2004] e 2006 [Gan & al, 2006], Gan *et al.* em 2007 [Gan & al, 2007], Gentil em 2008 [Gentil, 2008], Garbe *et al* em 2009 [Garbe & al, 2009] e 2010 [Garbe, 2010] e Areias em 2014 [Areias, 2014].

Neste capítulo apresenta-se a descrição detalhada da construção do modelo computacional do ouvido médio e interno. Primeiro optou-se pela construção do modelo geométrico do

ouvido médio, constituído pelas principais componentes: membrana timpânica, martelo, bigorna, estribo, ligamentos, articulações e músculos, formando assim então a cadeia tímpano ossicular. Este modelo foi construído através de um exame imagiológico (Tomografia Axial Computorizada) [Gentil, 2008]. No sentido de se obter um modelo mais realista, no presente trabalho a membrana foi melhorada e o dimensionamento foi ajustado com base em parâmetros dimensionais existentes [Paço, 2003]. Em seguida foi realizada a construção do modelo geométrico do ouvido interno, sendo esse constituído pela cóclea, pelos canais internos da cóclea (escala vestibular, escala média, escala timpânica) e pelo vestíbulo. Para o modelo do ouvido interno recorreu-se à utilização de um modelo geométrico como base [Eye and Ear Infirmary, 2009] e a partir deste modelo foi possível formar um sólido tridimensional representativo da cóclea e vestíbulo. Em seguida, realizou-se a discretização do modelo geométrico completo do ouvido médio e interno com base no MEF.

As propriedades dos materiais foram aplicadas aos respetivos componentes do modelo, tendo em conta o módulo de Young, coeficiente de Poisson, densidade, coeficiente de amortecimento, impedância acústica e módulo volumétrico (*bulk modulus*). Foram também aplicadas as respetivas condições de fronteira para assim poder então efetuar as simulações mecânicas.

4.2 Construção do modelo geométrico

O modelo digital da cadeia tímpano ossicular foi construído baseado em imagens extraídas de tomografia axial computadorizada (TAC) [Gentil, 2009], pertencentes a uma mulher de 65 anos com audição normal (Figura 4.2). A metodologia utilizada [Alexandre & al, 2006] foi baseada na segmentação manual [Alexandre & al, 2007], utilizando um software de CAD, por causa do difícil reconhecimento dos contornos das imagens dos ossículos do ouvido médio pela sua estrutura e reduzindo tamanho.

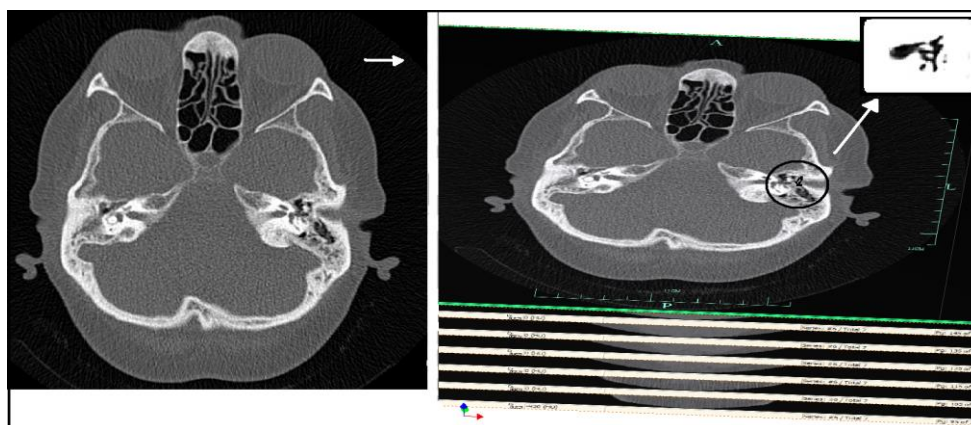


Figura 4.2 Imagens de TAC para a reconstrução do ouvido médio.

Assim, foram usados métodos unicamente manuais para o seccionamento das imagens (slices) e delimitação de contornos da área de interesse. Uma vez extraídos todos os contornos das secções transversais, foi feita a reconstrução entre eles, e finalmente, obtido o modelo geométrico 3D do ouvido médio. Entretanto, o estribo pelo seu reduzido tamanho, foi criado com base nas dimensões descritas na obra de Anson e Donaldson [Anson & Donaldson, 1976].

Após a construção deste modelo a geometria da membrana timpânica foi adaptada [Garbe & al, 2009; Garbe, 2010; Garbe & al, 2010] com base em dimensões descritas na literatura [Paço, 2003].

Na fase seguinte procedeu-se à reconstrução de um modelo geométrico 3D representativo do ouvido interno [Garbe & al, 2013]. Devido ao difícil reconhecimento dos contornos das imagens de TAC, pela sua estrutura de reduzindo tamanho, optou-se pela utilização de um modelo geométrico como base [Eye and Ear Infirmary, 2009]. Este modelo base foi criado a partir de imagens de altíssima qualidade do osso temporal congelado de uma mulher de 85 anos para um projeto intitulado “The Visible Ear” [Nielsen, 2005].

A partir deste modelo base, a metodologia utilizada foi também baseada na segmentação manual (software de CAD). Utilizou-se uma técnica exclusivamente manual para o seccionamento da geometria e delimitação de pontos e em seguida de contornos da área de interesse (demonstração Figura 4.3).

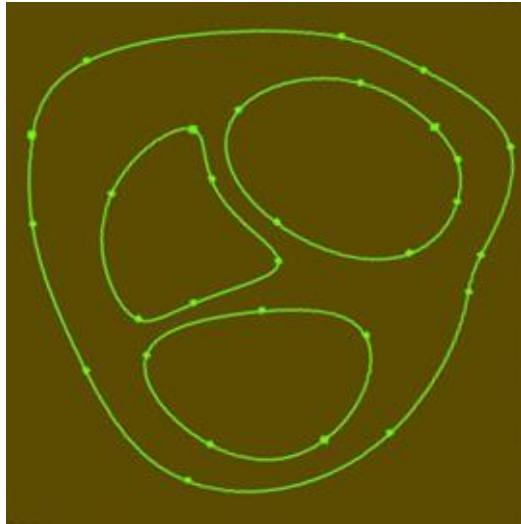


Figura 4.3 Delimitação de pontos que compõe a futura geometria.

Uma vez extraídos os contornos externos (Figura 4.4), estes foram tratados como polígonos fechados e realizando a reconstrução entre eles obteve-se o modelo geométrico 3D da cóclea. Na Figura 4.5 é possível observar a representação tridimensional da cóclea.

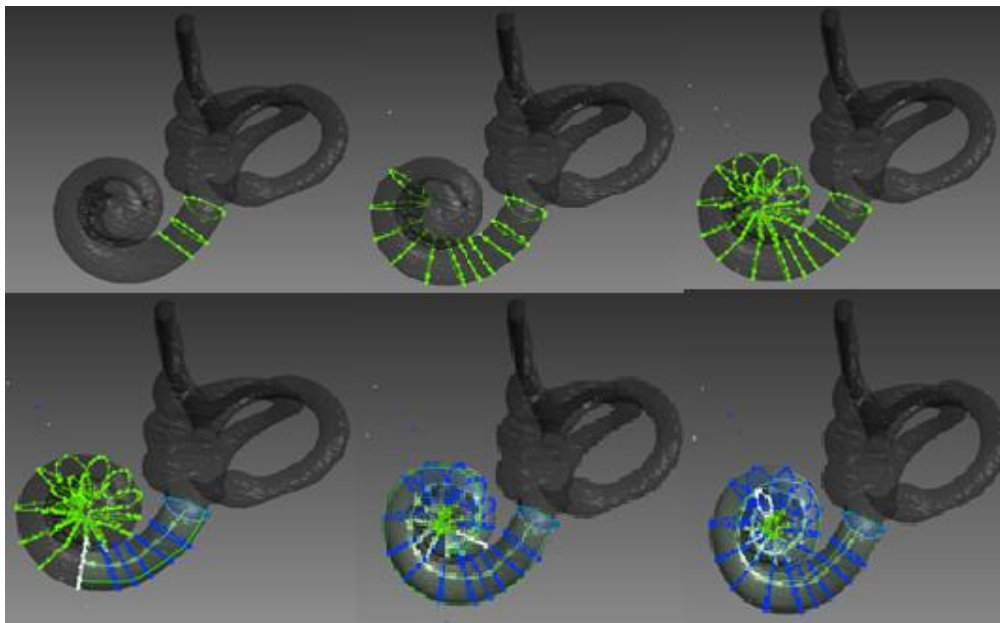


Figura 4.4. Imagens do modelo utilizado para a construção da cóclea.

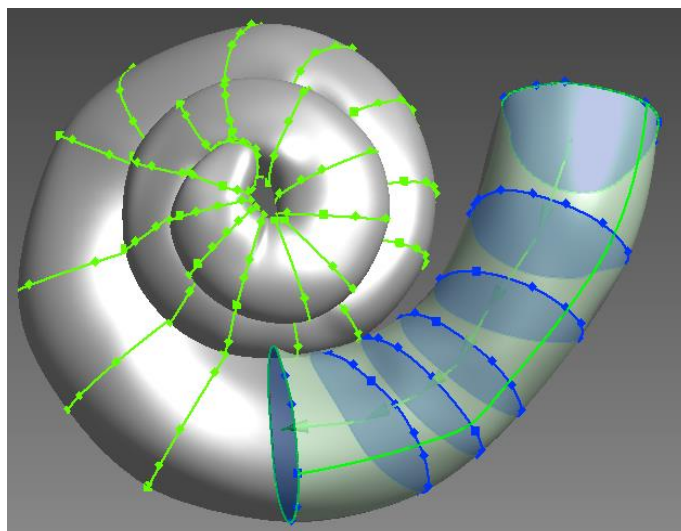


Figura 4.5. Reconstrução do modelo geométrico 3D da cóclea.

Após a construção do modelo geométrico 3D da estrutura da cóclea, realizou-se a construção dos canais internos cocleares (Figura 4.6): escala vestibular, escala média, escala timpânica assim como o helicotrema. Os canais internos foram construídos com base na mesma metodologia utilizada para a construção da estrutura.

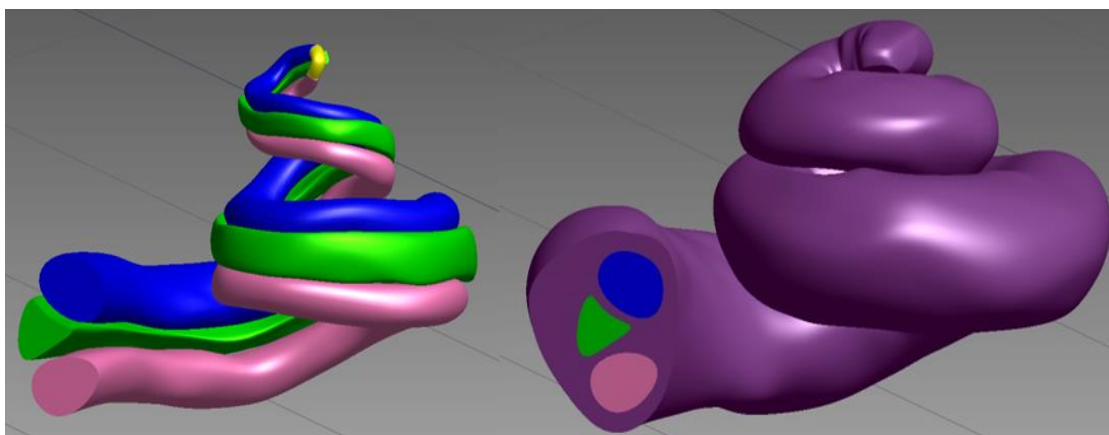


Figura 4.6. Demonstração da geometria da cóclea e canais cocleares

Após alguns testes efetuados com este primeiro modelo do ouvido médio e da cóclea, sentiu-se a necessidade da inclusão de mais partes do ouvido, para a obtenção de um modelo mais completo, assim como a inclusão da caixa timpânica e o vestíbulo. Pode-se observar na Figura 4.7 o passo a passo da construção da cóclea e o vestíbulo.

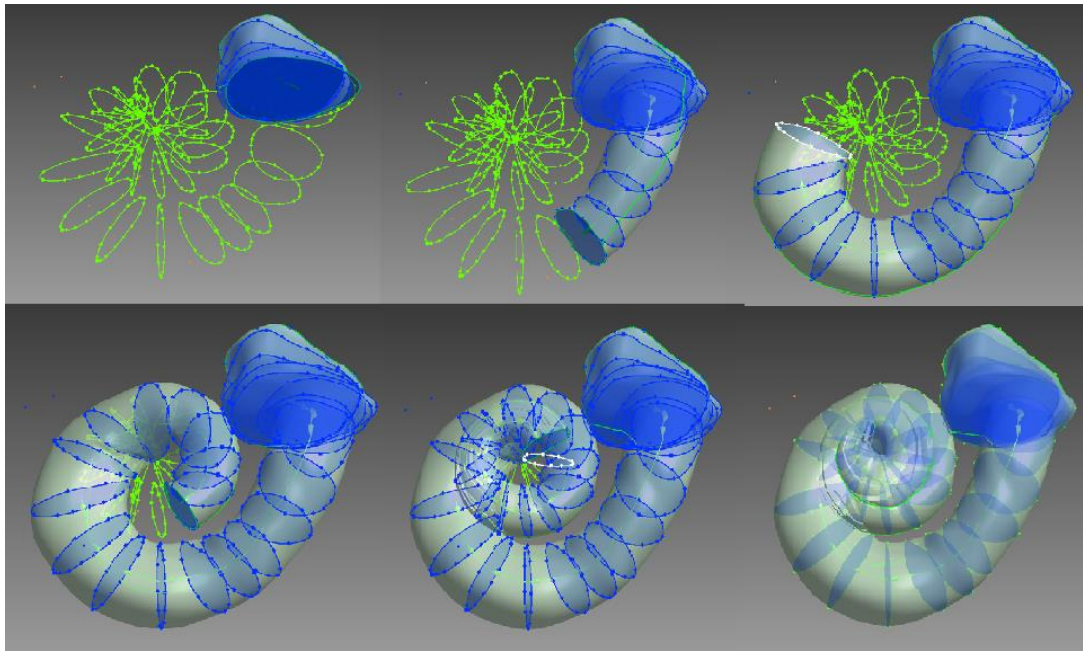


Figura 4.7. Passo a passo da construção da cóclea com o vestíbulo.

Após o seccionamento das imagens e inserção do vestíbulo teremos a geometria de parte do ouvido interno. Pode-se observar um modelo da geometria do ouvido interno na Figura 4.8.

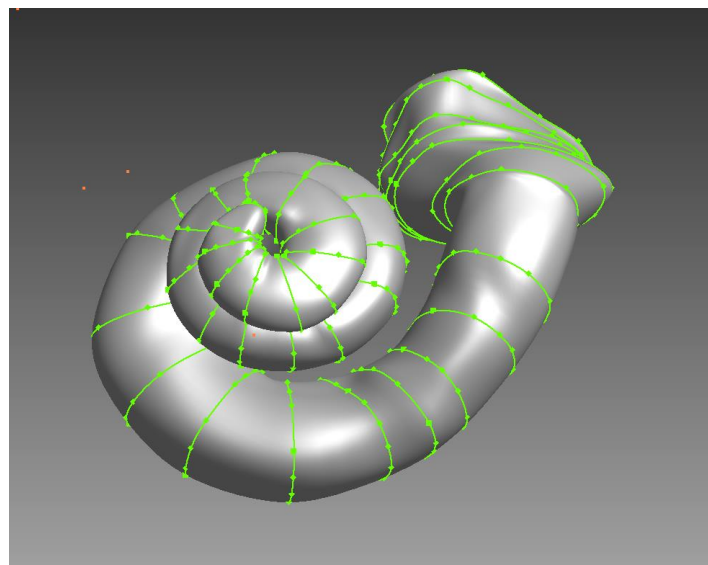


Figura 4.8. Geometria da cóclea e parte do vestíbulo.

4.3 Discretização do modelo geométrico

Usando o programa ABAQUS [Abaqus, 2013] foi feita a discretização do modelo, iniciando pela discretização da cadeia tímpano ossicular e posteriormente para as partes constituintes do ouvido interno.

Na Figura 4.9 encontra-se representada a geometria e malha de elementos finitos da membrana timpânica (A), martelo (B), bigorna (C) e estribo (D).

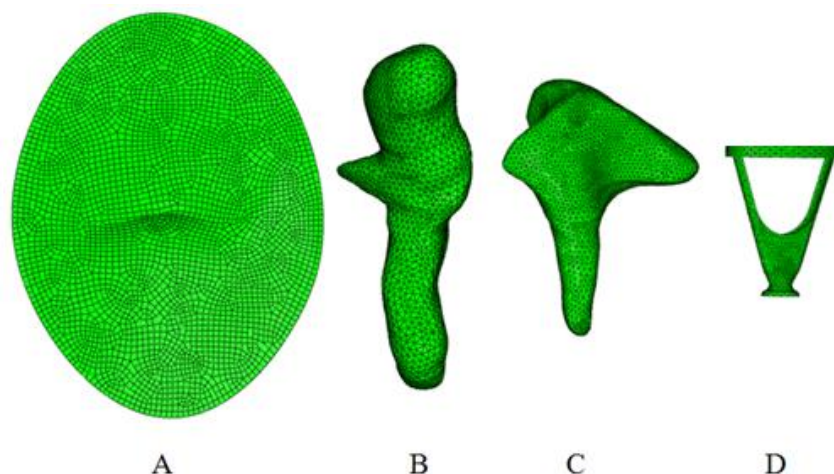


Figura 4.9: Representação da malha de elementos finitos da cadeia tímpano ossicular.

Posteriormente os ossículos foram unidos formando assim a cadeia ossicular, aderente à membrana timpânica [Gentil, 2009]. Pode-se observar na Figura 4.10 uma representação da geometria e malha de elementos finitos do modelo após a união dos ossículos a membrana timpânica.

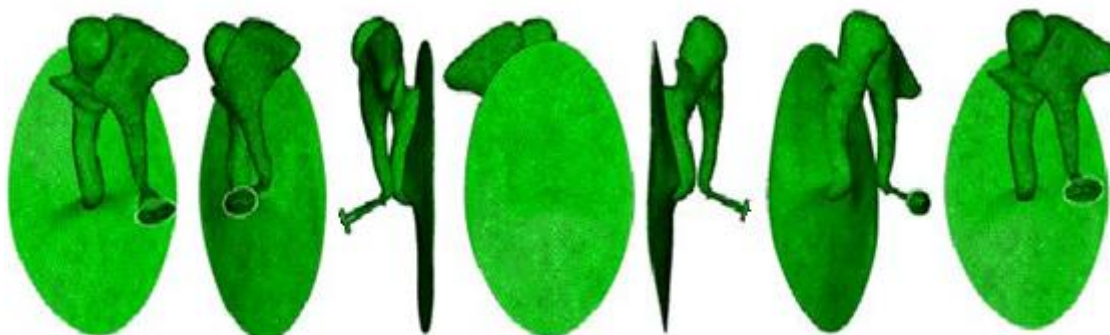


Figura 4.10: Representação da malha de elementos finitos do modelo da cadeia tímpano-ossicular.

A membrana timpânica foi discretizada com a utilização de elementos tridimensionais hexaédricos de oito nós (Figura 4.11), sendo esta dividida em duas partes: a *pars flaccida* (localizada na parte superior e pouco fibrosa) e a *pars tensa* (membrana propriamente dita e responsável pela sua mobilidade), conforme demonstrado na Figura 4.12.

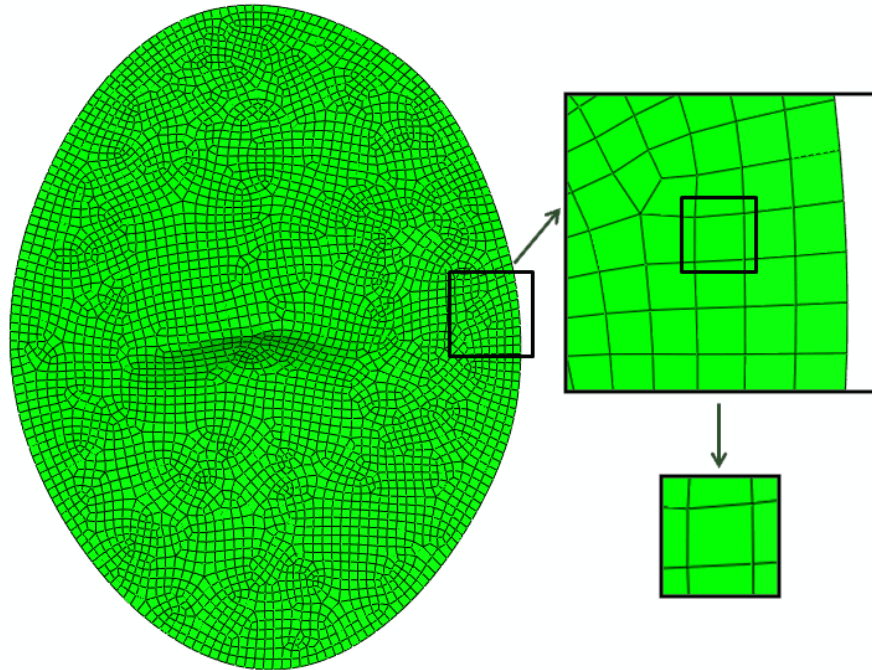


Figura 4.11: Elementos finitos da membrana timpânica.



Figura 4.12: *Pars tensa* e *pars flaccida* da membrana timpânica.

A *pars tensa* da membrana timpânica foi dividida em três camadas [Garbe & al, 2009 e Garbe & al 2009] (demonstrada na Figura 4.13).

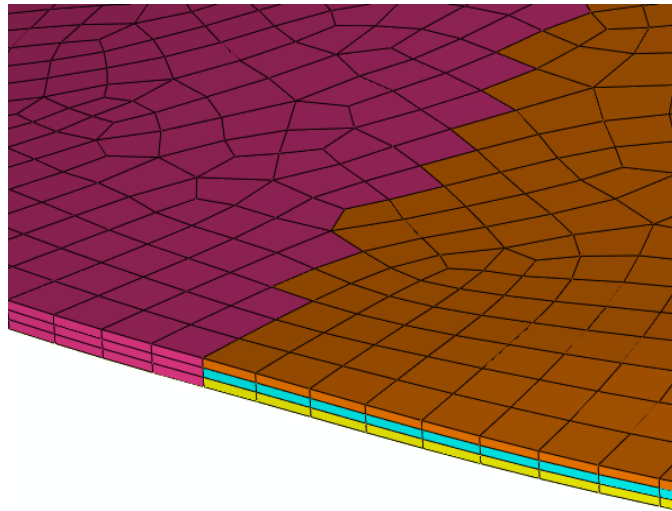


Figura 4.13: Membrana timpânica.

A membrana timpânica é caracterizada da seguinte forma conforme a sua anatomia (Figura 4.14): camada 1, conhecida como externa ou fina ou cutânea (ligada à camada que reveste o canal auditivo externo); camada 2, chamada de intermédia ou fibrosa (principal responsável pela mobilidade da membrana timpânica); camada 3, intitulada de interna ou mucosa (contínua com o revestimento do ouvido médio).

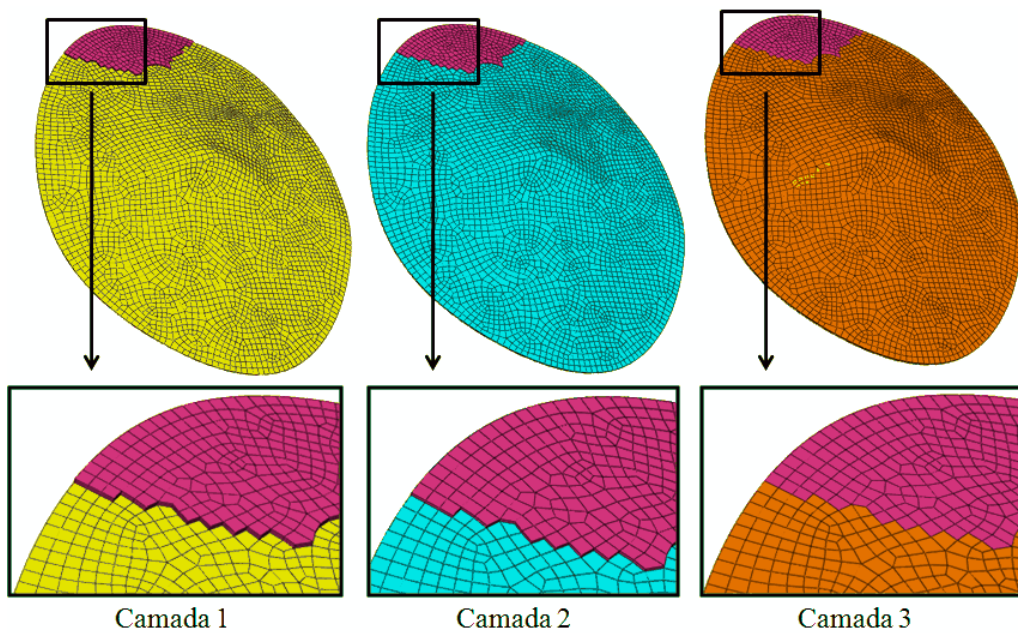


Figura 4.14: Caracterização das camadas da membrana timpânica.

A membrana é constituída na sua totalidade por 16.836 elementos do tipo hexaédricos C3D8, com 27.738 nós na malha de elementos finitos, sendo que cada camada da membrana timpânica possui 5.612 elementos e 9.246 nós [Garbe & al, 2010].

O modelo da membrana timpânica foi ajustado [Garbe & al, 2012] com base nas dimensões descritas na obra de João Paço [Paço, 2003]. Para a altura do tímpano (eixo vertical), que é a distância que separa o limite superior e inferior, tem-se o valor médio de 9,7 mm. Para a largura do tímpano (eixo horizontal), determinada como sendo a maior medida calculada sobre uma linha que passava pelo cabo do martelo, tem-se o valor médio de 8,8 mm, tendo assim uma forma elíptica, conforme demonstrado na Figura 4.15.

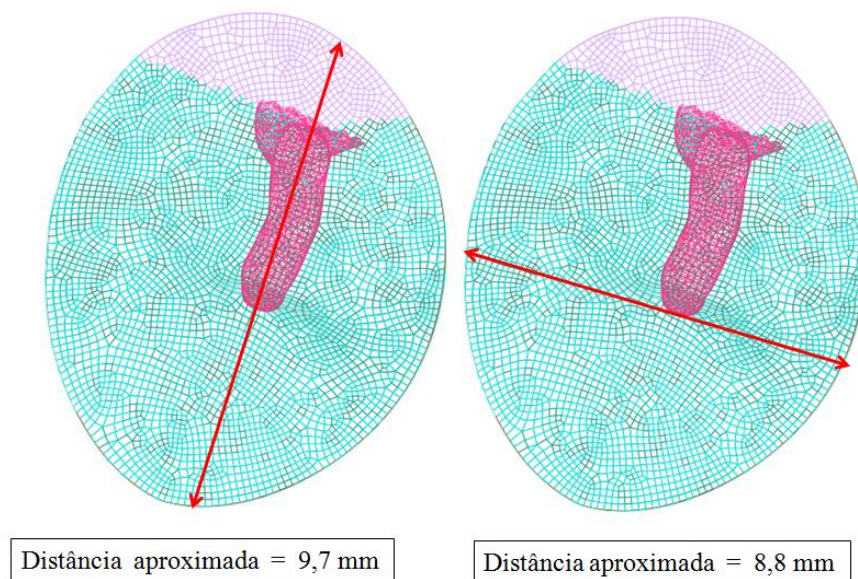


Figura 4.15: Valores dos eixos verticais e horizontais da membrana timpânica.

Relativamente às dimensões da *pars tensa* (Figura 4.16 e Figura 4.17), foi tido como base o cabo do martelo. Para a distância do cabo do martelo ao bordo anterior da membrana timpânica, obteve-se como valor médio 3,9 mm. Para a distância do cabo do martelo ao bordo posterior da membrana timpânica, obteve-se um valor médio 5,2 mm. Para a distância do cabo do martelo ao bordo inferior do sulco timpânico, obteve-se um valor médio 4,3 mm.

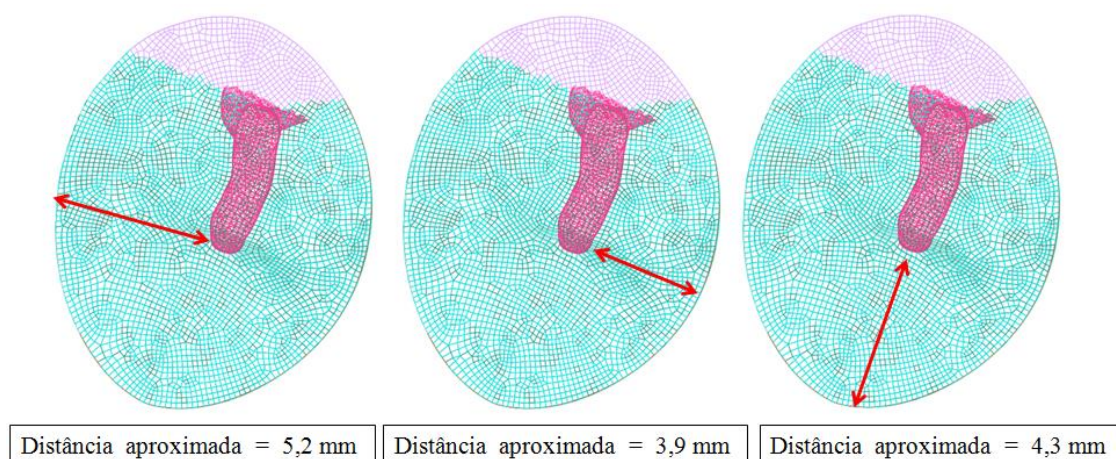


Figura 4.16: Distância do cabo do martelo ao bordo posterior, anterior e inferior do quadro timpânico.

Relativamente às dimensões da *pars flaccida*, para a parte anterior foi utilizado um valor médio de 1,6 mm. Já para a parte posterior, é cerca do dobro da anterior, tendo como valor médio 3,0 mm. Para a altura da *pars flaccida* utilizou-se como valor médio 1,7 mm.

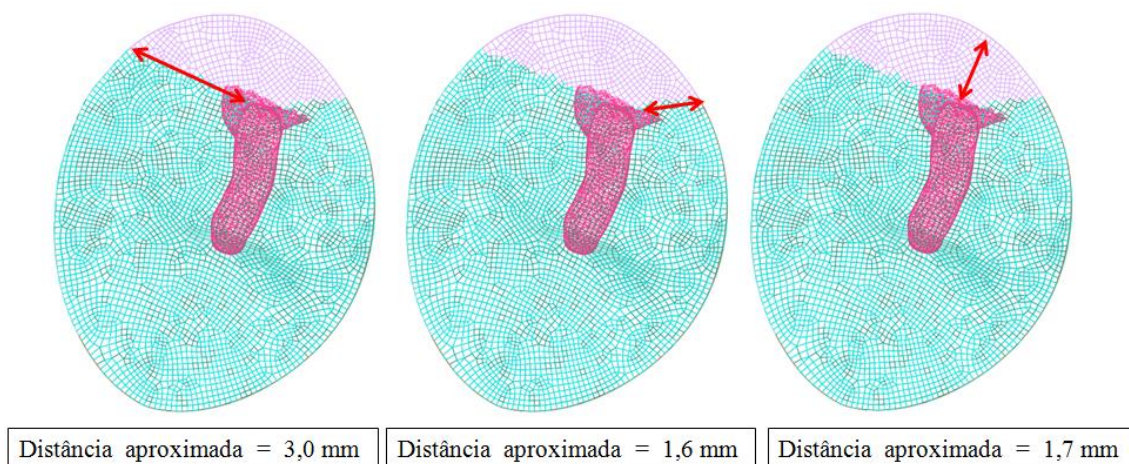


Figura 4.17: Dimensões da *pars flaccida*.

Após a discretização da membrana timpânica foi então possível iniciar a discretização da cadeia ossicular. Foram usados elementos tetraédricos do tipo C3D4, e não hexaédricos como na membrana timpânica, dadas as geometrias de cariz fortemente irregular (Figura 4.18).

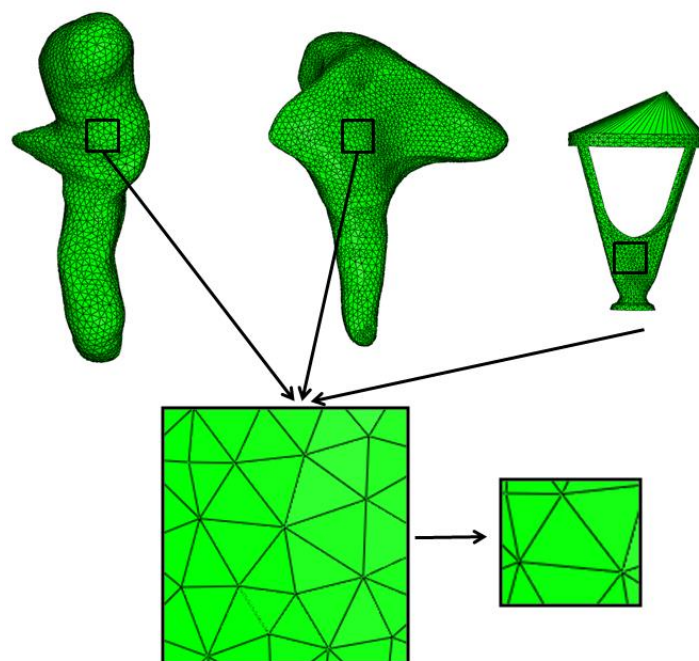


Figura 4.18: Elementos finitos dos ossículos da cadeia tímpano ossicular.

O martelo é formado por 18.841 elementos, totalizando 4.248 nós na malha de elementos finitos.

O martelo foi dividido em três partes conforme as suas propriedades (Figura 4.19): cabeça, colo e cabo. A cabeça é constituída por 5.163 elementos, o colo por 4.162 elementos e o cabo por 9.516 elementos.

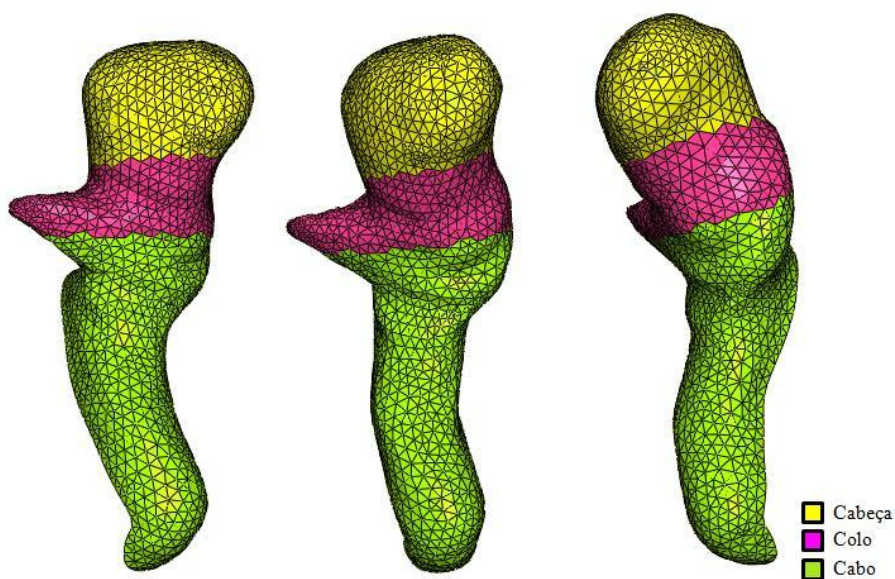


Figura 4.19: Martelo, dividido em cabeça, colo e cabo.

Relativamente às dimensões do martelo no presente modelo (Figura 4.20), a distância aproximada do final do cabo do martelo até à cabeça é de aproximadamente 6,7 mm e do colo até à apófise anterior é de aproximadamente 2,8 mm.

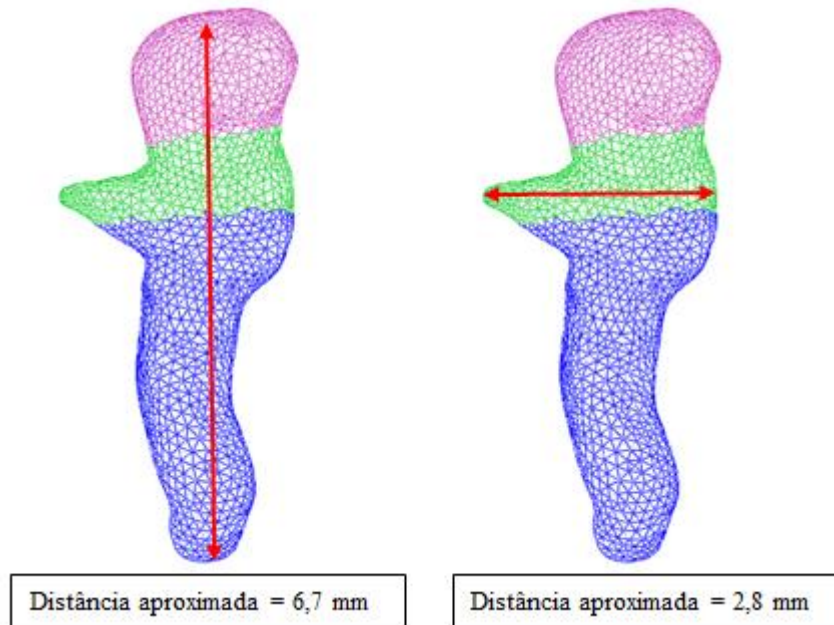


Figura 4.20: Dimensões do Martelo.

A bigorna é formada por 39.228 elementos, totalizando 8.373 nós na malha de elementos finitos. A bigorna foi dividida em três partes conforme as suas propriedades (Figura 4.21): corpo, apófise curta e apófise longa. O corpo é constituído por 16.263 elementos, a apófise curta por 10.105 elementos e a apófise longa por 12.860 elementos.

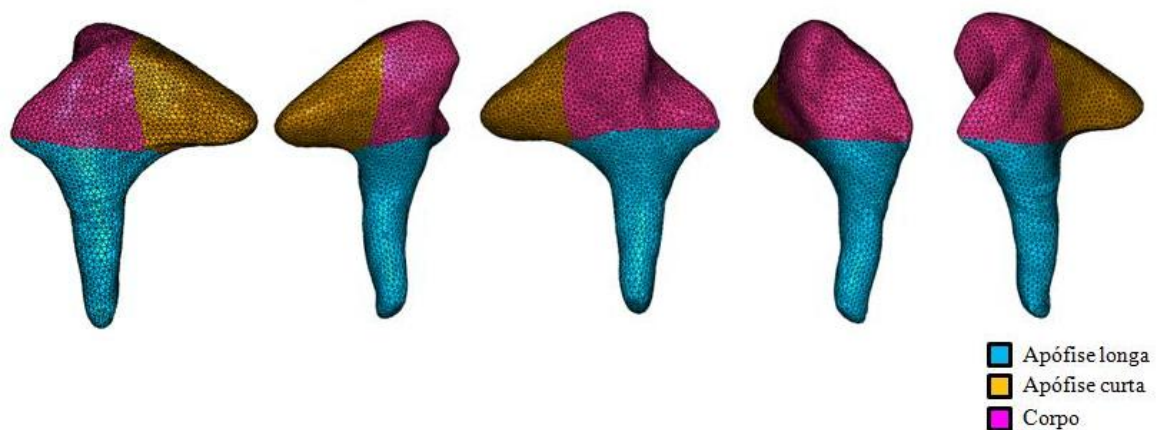


Figura 4.21: Bigorna, dividida em corpo, apófise longa e apófise curta.

Relativamente às dimensões da bigorna (Figura 4.22), a distância aproximada entre o corpo e a apófise longa é de 5,8 mm e entre o corpo e a apófise curta é de aproximadamente 4,8 mm.

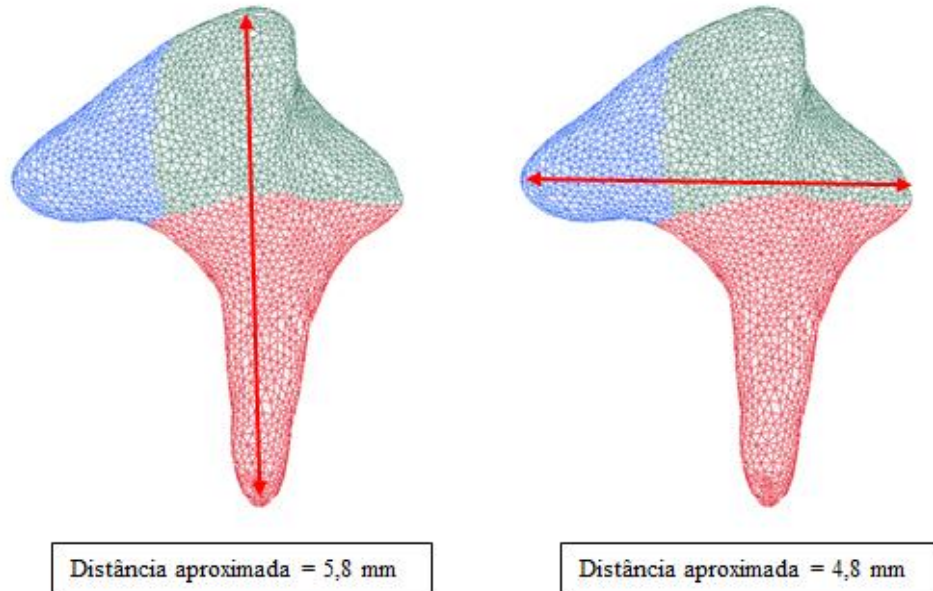


Figura 4.22: Dimensões da bigorna.

O estribo é formado por 9.218 elementos, com 2.840 nós na malha de elementos finitos (Figura 4.23).



Figura 4.23: Estribo.

Relativamente às dimensões do estribo (Figura 4.24), a altura aproximada do estribo é de 2,6 mm e a largura de 2,8 mm.

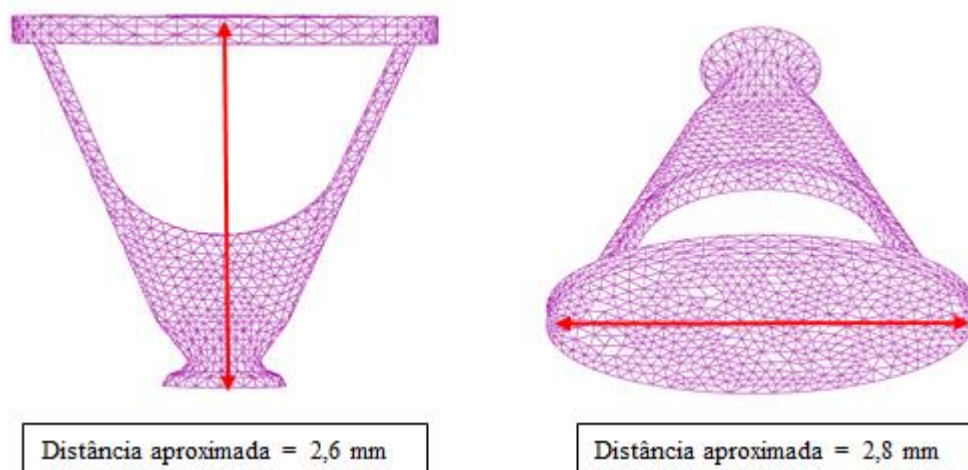


Figura 4.24: Dimensões do estribo.

A simulação das articulações (Figura 4.25) entre os ossículos, martelo/bigorna e bigorna/estribo (ligamentos capsulares) foi efetuada utilizando formulações representativas de contacto [Gentil, 2007].

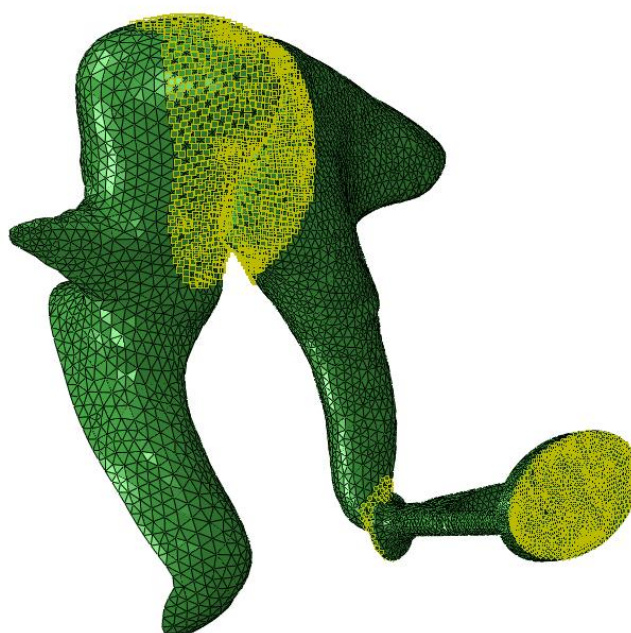


Figura 4.25: Simulação das articulações entre os ossículos.

No presente trabalho utilizaram-se elementos de barra para os ligamentos e tendões, na medida em que o estado de tensão (e/ou deformação) é uniaxial.

Foram aplicados três ligamentos ao martelo (Figura 4.26): superior, lateral e anterior; e dois à bigorna (Figura 4.27): superior e posterior.

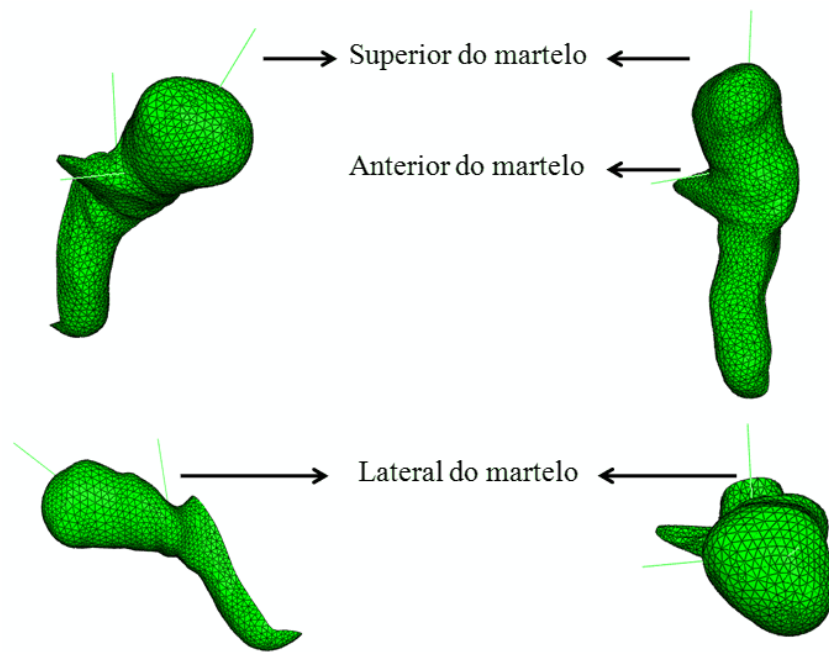


Figura 4.26: Ligamentos do martelo.

Estes ligamentos foram considerados como sendo elementos lineares, com dois nós, do tipo T3D2.

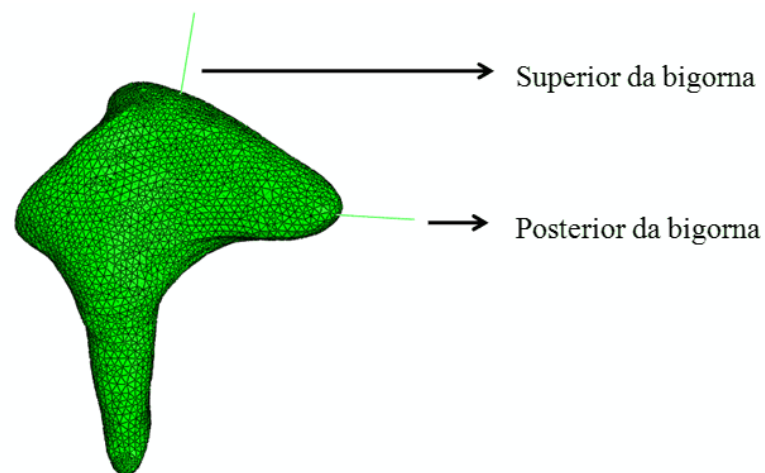


Figura 4.27: Ligamentos da bigorna.

Na periferia da platina do estribo, foram colocados 166 elementos lineares, do tipo T3D2, formados pelos nós da platina e outros tantos exteriores, simulando o ligamento anular (Figura 4.28).

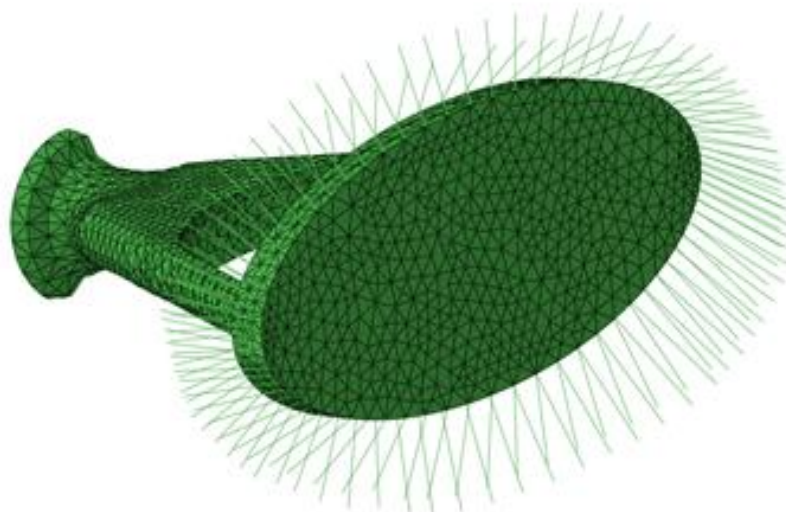


Figura 4.28: Estribo: demonstração do ligamento anular.

Por fim, foram aplicados os dois músculos, também esses com elementos lineares (Figura 4.29).

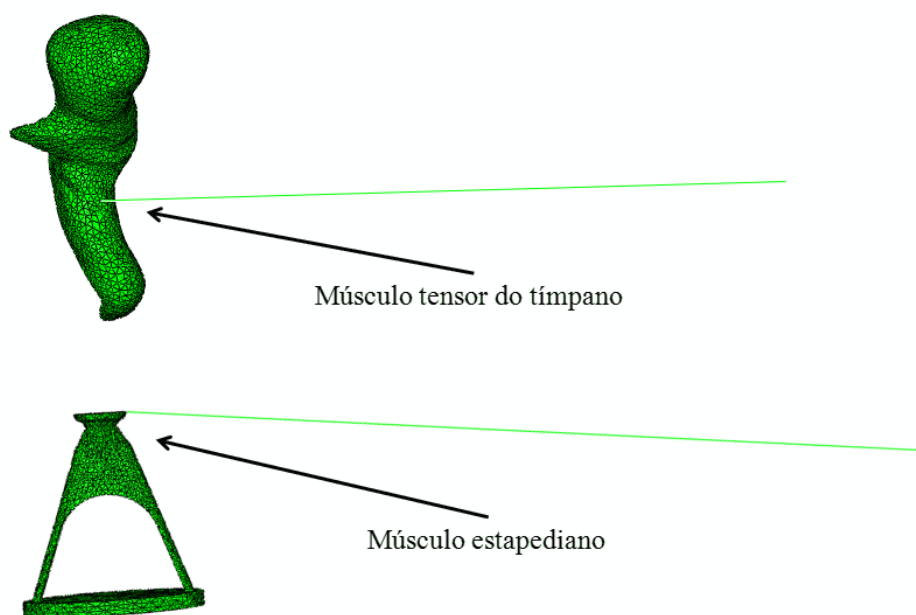


Figura 4.29: Músculos da cadeia tímpano ossicular.

A Tabela 4.2 apresenta de forma sucinta e resumida a caracterização dos elementos e nós utilizados na discretização dos principais componentes utilizados no presente modelo da cadeia tímpano ossicular.

Componente / Parte		Elementos		Nós	
		Tipo		Quantidade	Quantidade
Membrana Timpânica	Membrana Timpânica Completa	Hexaédricos	C3D8	16.836	27.738
	Cada camada			5.612	
	<i>Pars Tensa</i>			10.908	
	<i>Pars Flaccida</i>			5.928	
Martelo	Martelo Completo	Tetraédricos	C3D4	18.841	4.248
	Cabeça			5.163	
	Colo			4.162	
	Cabo			9.516	
Bigorna	Bigorna Completa	Tetraédricos	C3D4	39.228	8.373
	Corpo			16.263	
	Apófise Curta			10.105	
	Apófise Longa			12.860	
Estribo		Tetraédricos	C3D4	9.218	2.840
Ligamentos	Superior do Martelo	Barras	T3D2	1	2
	Anterior do Martelo			1	2
	Lateral do Martelo			1	2
	Superior da Bigorna			1	2
	Posterior da Bigorna			1	2
	Anular			166	332
Músculos	Tensor do Tímpano	Barras	T3D2	1	2
	Estapediano			1	2

Tabela 4.2: Número de nós e caracterização dos elementos da cadeia tímpano ossicular.

Em seguida, também com a utilização do programa ABAQUS [Abaqus, 2013], efetuou-se a discretização das partes constituintes do ouvido interno com base no MEF. Na Figura 4.30 encontra-se representada a geometria e malha de elementos finitos da estrutura óssea coclear (A), canais internos da cóclea (B), membrana de Reissner e Membrana Basilar (C) e membrana que recobre a janela redonda (D).

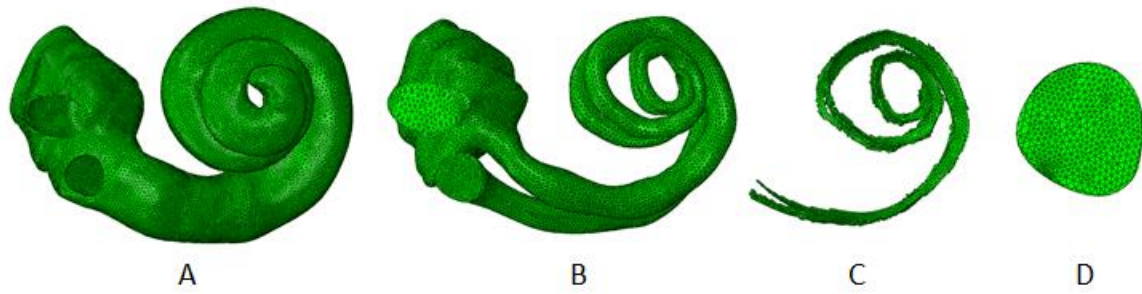


Figura 4.30: Representação da malha de elementos finitos da cóclea.

Posteriormente essas estruturas foram então unidas formando a cóclea completa, podendo esta ser observada na Figura 4.31.

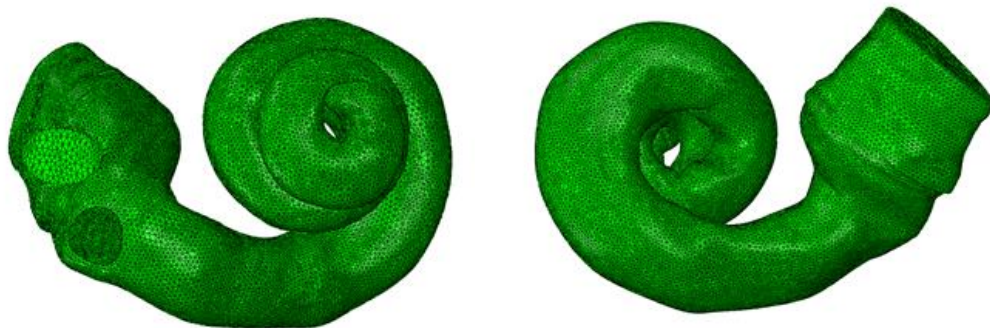


Figura 4.31: Representação da malha de elementos finitos da cóclea.

A estrutura óssea coclear (Figura 4.32) foi discretizada com a utilização de elementos tridimensionais do tipo tetraédricos C3D4. Novamente, optou-se pela utilização destes elementos devido a geometria ser muito irregular. Foram utilizados 652.949 elementos e 132.519 nós na malha de elementos finitos da estrutura óssea coclear completa.

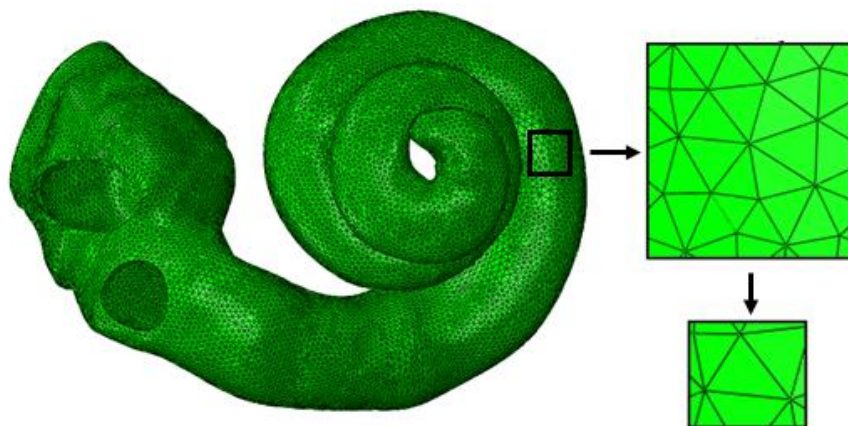


Figura 4.32: Discretização da estrutura óssea coclear (Cóclea + Vestíbulo).

A estrutura óssea coclear (Figura 4.33) foi então dividida em duas principais partes: a cóclea e o vestíbulo. A cóclea é constituída por 512.206 elementos e o vestíbulo por 140.743 elementos.



Figura 4.33: Demonstração da discretização da estrutura da cóclea.

Relativamente às dimensões do vestíbulo (Figura 4.34), o diâmetro vertical possui aproximadamente 5,2 mm e o diâmetro transversal possui aproximadamente 3,3 mm.

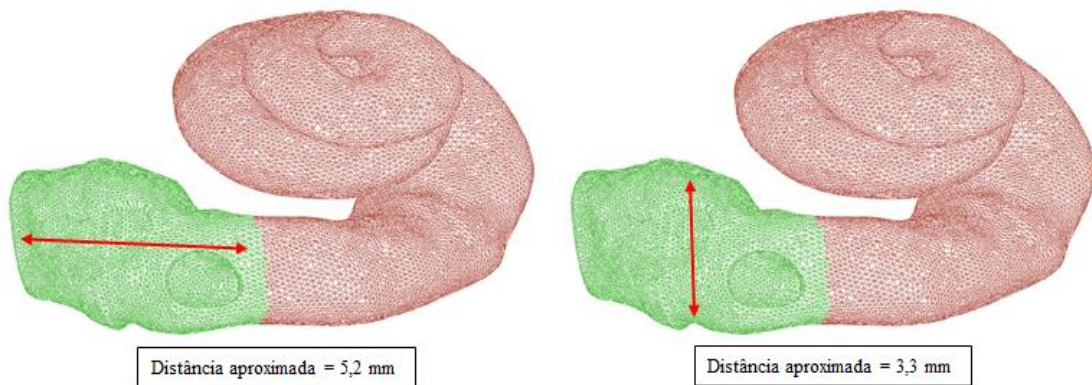


Figura 4.34: Medidas do vestíbulo.

No modelo, a cóclea (Figura 4.35 e Figura 4.36) possui aproximadamente 2,2 mm de diâmetro na sua origem, diminuindo pouco a pouco até ao ápice. Mede cerca de 4,9 mm da base até ao ápice e a largura da base é de aproximadamente 8,9 mm. O seu comprimento total possui aproximadamente 29,3 mm.

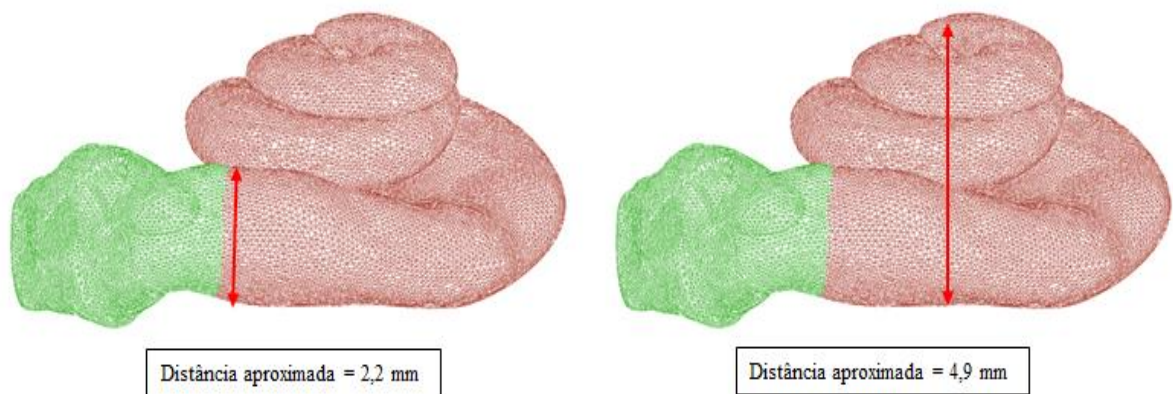


Figura 4.35: Medidas da cóclea.

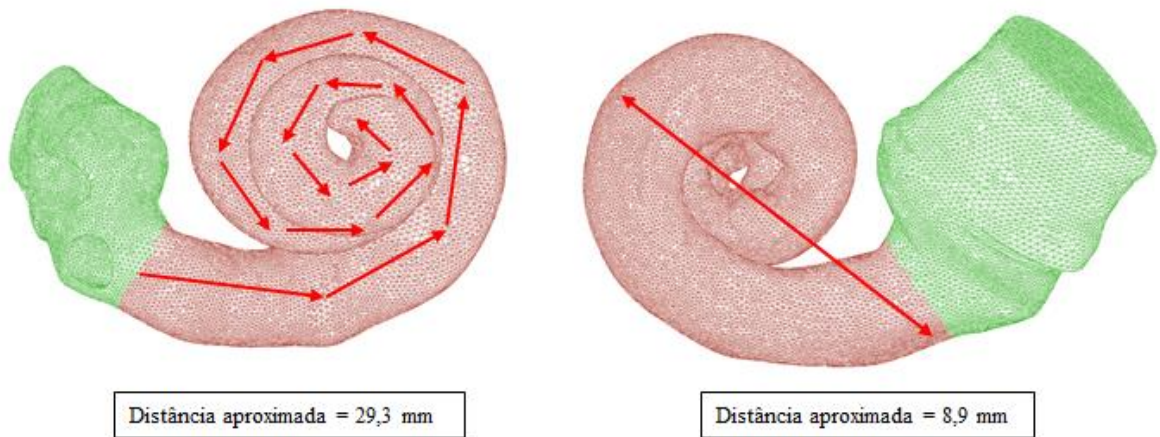


Figura 4.36: Medidas da cóclea.

O interior da cóclea está dividido em três secções: escala vestibular, escala média e escala timpânica. A escala vestibular é a mais superior e é preenchida por perilinfa. A escala média está localizada entre a escala vestibular e a escala timpânica e está preenchida por endolinfa. A escala timpânica é a mais inferior fazendo contacto com a membrana basilar e janela redonda, sendo preenchida também por perilinfa. Para a discretização dos fluidos (perilinfa e endolinfa) presentes nos canais internos da cóclea (Figura 4.37) utilizaram-se elementos acústicos do tipo AC3D10. Optou-se pela utilização destes elementos acústicos, pois foi a forma que se encontrou de realizar a simulação da interação entre o fluido presente nos canais internos (perilinfa e endolinfa) e a estrutura (cóclea e vestíbulo).

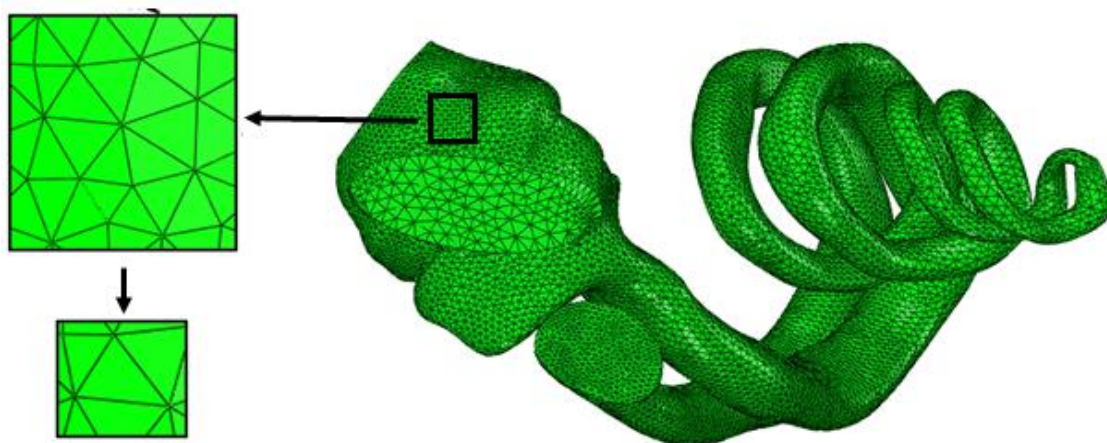


Figura 4.37: Demonstração da discretização dos fluidos da cóclea.

Foram utilizados 191.070 elementos e 287.556 nós para a discretização do fluido (Figura 4.37) presente na escala vestibular, helicotrema e escala timpânica (perilínfa), totalizando, 132.377 elementos e 196.958 nós presentes na escala vestibular e 58.693 elementos e 90.598 nós presentes na escala timpânica. Para a discretização do fluido presente na escala média (endolínfa) foram utilizados 57.936 elementos e 95.407 nós.

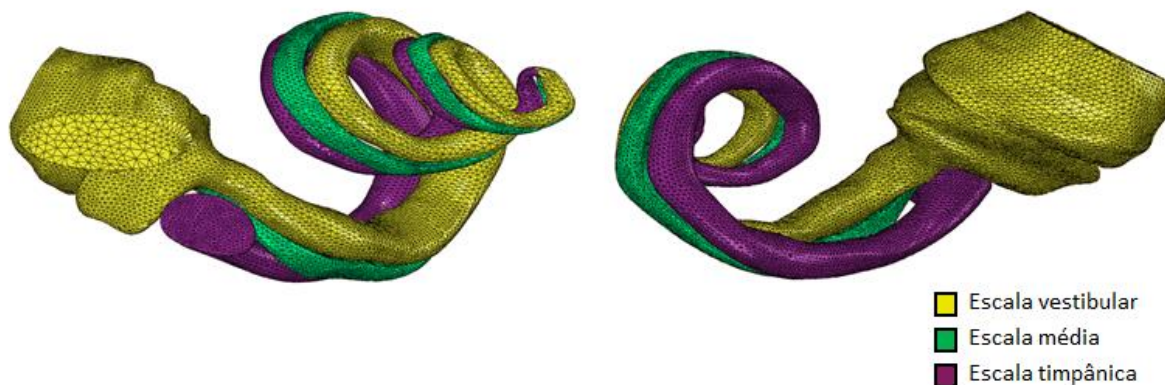


Figura 4.38: Demonstração da discretização da perilínfa (escala vestibular e escala timpânica) e endolínfa (escala média).

O seguinte passo foi então criar dentro da estrutura óssea coclear os elementos que fariam parte da membrana de Reissner e da membrana basilar. A Membrana da Reissner separa a escala vestibular da escala média e não oferece obstáculo à passagem das ondas sonoras. Tem como função separar os líquidos das duas escalas, pelo facto de terem origem e

composição química distintas, importantes para o adequado funcionamento das células recetoras do som.

A membrana basilar separa a escala média da escala timpânica e uma de suas características é ser mais estreita e densa na base e mais larga e fina no ápice. Ao contrário da membrana de Reissner, a membrana basilar é bastante resistente.

Para a criação destas membranas, foram então seleccionados elementos da malha de elementos finitos da estrutura óssea da cóclea e criado um grupo de elementos para cada membrana. Este grupo de elementos que caracterizam cada membrana foram depois diferenciados através das propriedades dos materiais aplicados a cada parte da membrana. Para tal foram então seleccionados 7.887 elementos para fazerem parte da membrana de Reissner e 8.730 elementos para serem parte integrante da membrana basilar.

A membrana basilar foi ainda separada em outros grupos de elementos de acordo com o seu posicionamento dentro da cóclea (mais próximo da base ou mais próximo ao ápice). Essa discretização detalhada está apresentada na Tabela 4.3 e muito útil posteriormente para a delimitação de propriedades diferente a cada parte da membrana basilar.

Após a discretização destas partes foi possível inserir a membrana que recobre a janela redonda. Para a discretização da janela redonda (Figura 4.39) foram utilizados elementos de casca triangulares totalizando 890 elementos e 469 nós.

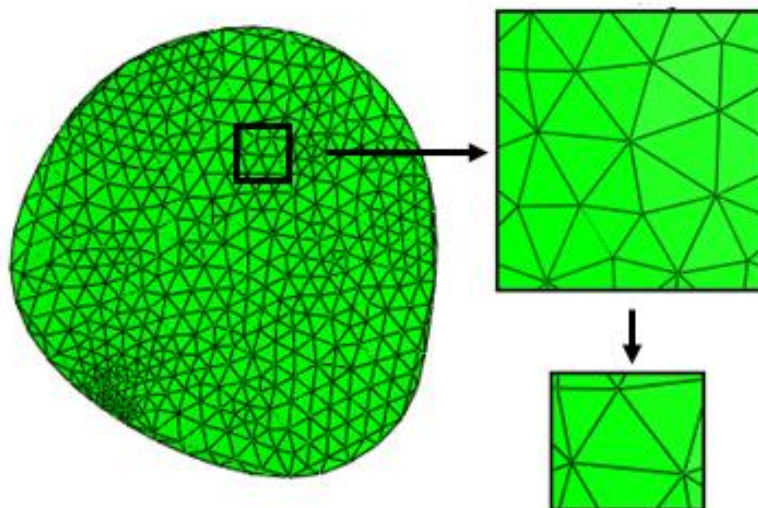


Figura 4.39: Demonstração da discretização da janela redonda.

A Tabela 4.3 apresenta a caracterização dos elementos e nós utilizados na discretização dos principais componentes do presente modelo do ouvido interno.

Componente/Parte		Elementos			Nós
		Tipo		Quantidade	Quantidade
Estrutura Óssea Coclear	Estrutura Completa	Tetraédricos	C3D4	652.949	132.519
	Cóclea			512.206	
	Vestíbulo			140.743	
Escala Vestibular	Perilinf	Acústicos	AC3D10	132.377	196.958
Escala Timpânica	Perilinf	Acústicos	AC3D10	58.693	90.598
Escala Média	Endolinf	Acústicos	AC3D10	57.936	95.407
Janela Redonda		Triangulares	S3R	890	469
Membrana da Reissner		Tetraédricos	C3D4	7.887	3.340
Membrana Basilar	Completa	Tetraédricos	C3D4	8.730	3.427
	Base Parte 1			234	
	Base Parte 2			774	
	Base Parte 3			1.322	
	Base Parte 4			907	
	Base Parte 5			698	
	Meio Parte 1			330	
	Meio Parte 2			848	
	Meio Parte 3			336	
	Meio Parte 4			211	
	Meio Parte 5			318	
	Meio Parte 6			270	
	Ápice Parte 1			364	
	Ápice Parte 2			422	
	Ápice Parte 3			534	
	Ápice Parte 4			540	
	Ápice Parte 5			613	

Tabela 4.3: Número de nós e caracterização dos elementos das partes do ouvido interno.

Após a discretização e definição dos modelos do ouvido médio e interno corretamente, os modelos mecânicos 3D foram integrados a fim de constituir um modelo único. Para este efeito, foi utilizada uma formulação que combina os parâmetros mecânicos (ouvido médio) com os hidráulicos (fluido da cóclea), sendo ainda, estabelecido o contacto entre o estribo na janela oval com a cóclea.

Para a correta união entre as partes (ouvido médio e interno), foi criada, também através do MEF, a caixa timpânica. Esta foi utilizada como base para conseguir saber o real posicionamento dos modelos, entretanto para efeitos de simulação não foi incluída ao modelo (Figura 4.40).

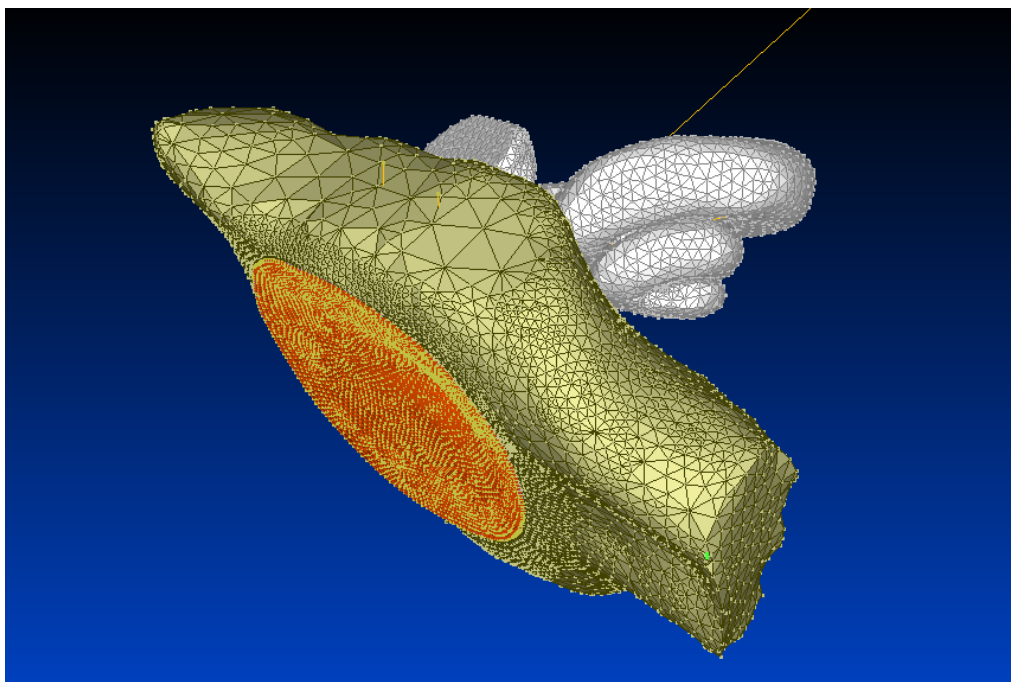


Figura 4.40: Demonstrativo da metodologia de união do modelo biomecânico do ouvido médio e interno.

A simulação do contacto entre a platina do estribo e a janela oval foi efetuada utilizando formulações representativas de contacto.

O número total de nós e elementos utilizados na malha de elementos finitos do presente modelo foram 523.229 e 982.858, respetivamente.

Pode-se observar na Figura 4.41 a malha de elementos finitos total do presente estudo do ouvido médio e interno.

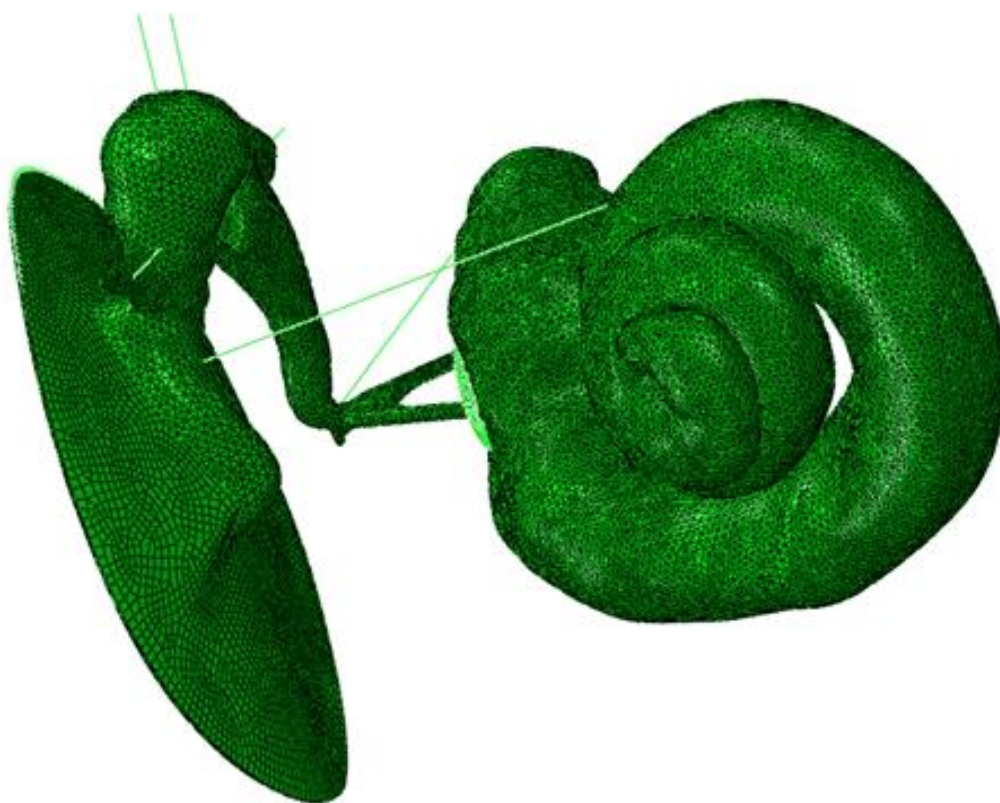


Figura 4.41: Modelo completo do ouvido médio e interno.

4.4 Propriedades dos materiais utilizados

A definição das propriedades dos materiais é uma fase muito importante em qualquer estudo biomecânico aplicado através do MEF, sendo assim quanto mais próximos do real, melhores e mais confiáveis serão os resultados obtidos a partir das simulações numéricas efetuadas.

As propriedades de material para o presente estudo foram baseadas em trabalhos anteriores, sendo que E é o módulo de Young, o índice θ indica direção tangencial e r a direção radial.

A membrana timpânica é dividida em *pars tensa* e *pars flaccida*. A *pars flaccida* é elástica isotrópica e a *pars tensa* é considerada elástica ortotrópica [Zienkiewicz & al, 1964]. A membrana timpânica foi considerada com um coeficiente de Poisson de 0,3, baseado na literatura [Sun & al, 2002; Prendergast & al, 1999]. A massa específica desse componente foi estabelecida em $1,20\text{E}+03 \text{ kg/m}^3$. A *pars tensa* da membrana timpânica foi dividida em 3 camadas [Garbe & al, 2009; Garbe & al, 2010] e atribuídas propriedades diferentes para cada camada de acordo com as suas características. A camada central, também conhecida como intermedia, foi dividida em parte interna e parte externa (Figura 4.42) [Garbe & al, 2010]. As propriedades da camada intermédia da membrana timpânica foram estipuladas de acordo com as fibras que possui [Garbe & al, 2013; Gentil & al, 2016].

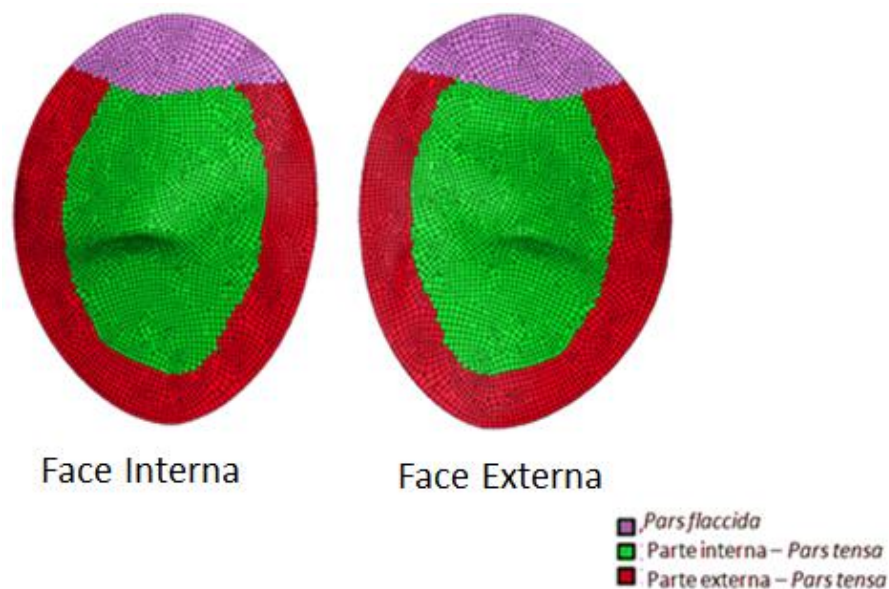


Figura 4.42: Face interna - *pars flaccida* e *pars tensa*: fibras circulares e radiais.

As propriedades da membrana timpânica são apresentadas na Tabela 4.4.

Propriedades dos materiais da membrana timpânica								
			Densidade (kg/m³)	Modelo		Coef. Poisson	Módulo de Young (N/m²)	
Membrana Timpânica						E		
Pars Flaccida			1,20E+03	Elástica	Isotrópica	0,3	1,00E+07	
						E(θ)	E(r)	
Pars Tensa 3 camadas	Camada Externa		1,20E+03	Elástica	Isotrópica	0,3	1,00E+07	1,00E+07
	Camada Intermediária	Parte externa			Ortotrópica		2,00E+07	3,20E+07
		Parte interna					0,50E+07	3,20E+07
	Camada Interna				Isotrópica		1,00E+07	1,00E+07

Tabela 4.4: Propriedades dos materiais para a membrana timpânica.

Os ossículos também foram divididos em regiões conforme as suas propriedades (Figura 4.43). O martelo foi dividido em três partes: cabeça, colo e cabo; a bigorna em: corpo, curta apófise e longa apófise; o estribo assume as mesmas propriedades em todas as suas partes constituintes (cabeça, colo, cruras e platina).

Estabeleceu-se o valor de 1,41E+10Pa para o módulo de Young de todos os ossículos da cadeia tímpano ossicular. Os ossículos também foram considerados com um coeficiente de Poisson de 0,3 baseado na literatura [Sun & al, 2002; Prendergast & al, 1999]. A massa específica varia de acordo com a parte constituinte dos próprios ossículos, sendo observado os valores estipulados na Tabela 4.5.

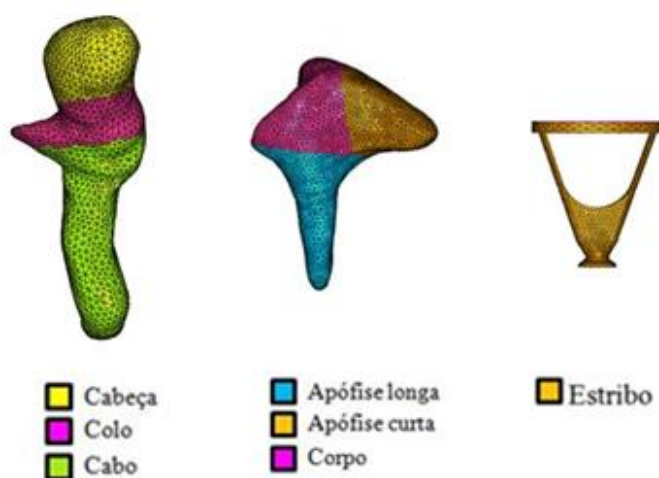


Figura 4.43: Ossículos do ouvido médio.

Propriedades dos materiais dos ossículos						
		Densidade (kg/m³)	Modelo		Coefficiente de Poisson	Módulo de Young (N/m²)
Ossículos						E
Martelo	Cabeça	2,55E+03	Elástica	Isotrópica	0,3	1,41E+10
	Colo	4,53E+03				
	Cabo	3,70E+03				
Bigorna	Corpo	2,36E+03				
	Curta	2,26E+03				
	Longa	5,08E+03				
Estribo		2,20E+03				

Tabela 4.5: Propriedades dos materiais dos ossículos.

Baseado no modelo de Yeoh [Yeoh, 1990], os ligamentos foram considerados como tendo um comportamento não linear hiperelástico [Gentil & al, 2006; Gentil & al, 2010; Gentil & al, 2011]. As constantes c_1 , c_2 e c_3 foram obtidas de referências contidas na literatura [Martins & al, 2006], e são demonstradas na Tabela 4.6. A função de energia de deformação ψ para este modelo material é dada pela equação 7.1:

$$\psi = c_1 (I_1 - 3) + c_2 (I_1 - 3)^2 + c_3 (I_1 - 3)^3 \quad (4.1)$$

Onde I_1 é o primeiro invariante do tensor de Cauchy-Green à direita (\mathbf{C}) e c_1, c_2 e c_3 são constantes materiais. O estado de tensão num ponto pode ser calculado com base na seguinte relação diferencial (equação 7.2):

$$\mathbf{T} = 2 \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.2)$$

Em que \mathbf{T} representa o tensor das segundas tensões de Piola-Kirchhoff.

Para os músculos usou-se o modelo constitutivo de Hill [Martins & al, 1998; Gentil & al, 2013].

Propriedades dos materiais dos ligamentos e músculos						
	Densidade (kg/m³)	Modelo		Constantes		
Ligamentos e Músculos				c1	c2	c3
L. superior do martelo	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	6,31E+03	-1,00E+04	2,20E+06
L. lateral do martelo	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	6,31E+03	-1,00E+04	2,20E+06
L. anterior do martelo	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	7,34E+04	-3,74E+02	5,86E+05
L. posterior da bigorna	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	5,46E+04	-4,17E+04	1,25E+06
L. superior da bigorna	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	6,31E+03	-1,00E+04	2,20E+06
L. anular do estribo	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	6,31E+03	-1,00E+04	2,20E+06
M. tensor do tímpano	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	2,78E+04	-1,63E+04	6,35E+05
M. Estapediano	1,00E+03	Hiperelástico	Yeoh	5,46E+04	-4,17E+04	1,25E+06

Tabela 4.6: Propriedades dos materiais para os ligamentos e músculos.

As ligações entre os ossículos martelo/bigorna e bigorna/estribo foram efetuadas por intermédio de formulações matemáticas representativas de contacto [ABAQUS, 2007; Wriggers, 2002], com um coeficiente de atrito igual a 0,7 [Gentil & al, 2007].

As propriedades atribuídas a malha de elementos finitos que representa o ouvido interno foram baseadas no trabalho realizado por Gan [Gan, 2007].

A Tabela 4.7 apresenta as propriedades dos materiais atribuídas à estrutura óssea coclear e à janela redonda.

Propriedades dos materiais da cóclea						
		Densidade	Modelo		Coeficiente	Módulo de Young
		(kg/m³)			de Poisson	(N/m²)
Estrutura óssea						E
Estrutura Óssea Coclear	Cóclea	2,55E+03	Elástica	Isotrópica	0,3	1,41E+10
	Vestíbulo	2,55E+03	Elástica	Isotrópica	0,3	1,41E+10
Janela Redonda		1,00E+03	Elástico	Isotrópico	0,3	3,50E+05

Tabela 4.7: Propriedades dos materiais para a estrutura óssea coclear e janela redonda.

Para a parte estrutural do ouvido interno (Figura 4.44) foi atribuída a massa específica de 2550 kg/m³. As partes do modelo foram consideradas elástica e isotrópica com um coeficiente de Poisson de 0,3. Para a estrutura óssea coclear (cóclea mais vestibulo) foi atribuído um módulo de Young de 1,41E+10 N/m². Para a janela redonda, foi atribuído o valor de 3,50E+05 N/m² para o módulo de Young e de 1000 kg/m³ para a massa específica.

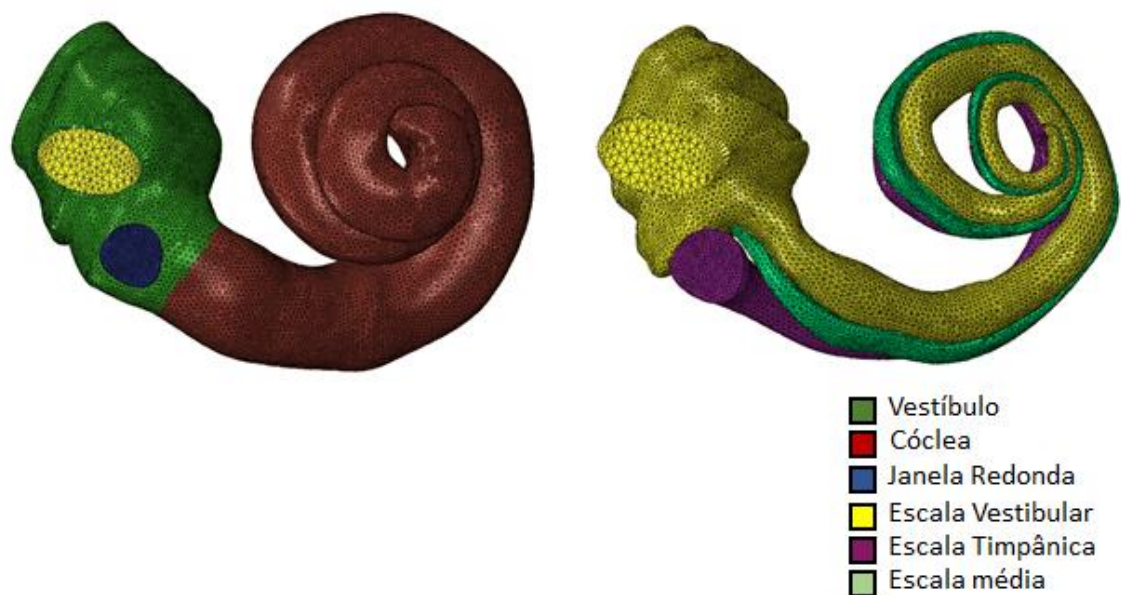


Figura 4.44: Subdivisão das propriedades dos materiais do ouvido interno.

A perilinfa no interior da escala vestibular e escala timpânica (Figura 4.44) foi assumida como um fluido viscoso com massa volumétrica de $1,00\text{E}+03 \text{ kg/m}^3$. As mesmas propriedades foram atribuídas à endolinfa na escala média. A Tabela 4.8 apresenta as propriedades dos materiais para os componentes que simulam o fluido. Para o presente modelo foi assumido para o Módulo volumétrico (k) como sendo $2,2\text{E}+11 \text{ N/m}^2$.

Propriedades dos materiais dos fluidos			
		Massa Volumétrica	Módulo Volumétrico (k) (N/m^2)
Parte	Fluidos	(kg/m^3)	
Escala Vestibular	Perilinha	$1,00\text{E}+03$	$2,2\text{E}+11$
Escala Timpânica	Perilinha	$1,00\text{E}+03$	$2,2\text{E}+11$
Escala Média	Endolinfa	$1,00\text{E}+03$	$2,2\text{E}+11$

Tabela 4.8: Propriedades dos materiais para os componentes que simulam o fluido.

Posteriormente foram atribuídas as propriedades mecânicas da membrana de Reissner e da membrana basilar (Tabela 4.9). Para a membrana de Reissner foram atribuídas propriedades com o intuito desta não oferecer obstáculo à passagem das ondas sonoras, sendo assim suas características foram atribuídas a um módulo de elasticidade baixo contínuo e distribuído uniformemente por toda a membrana de forma igual.

Para a membrana basilar observa-se que a rigidez da mesma varia ao longo do comprimento da base para o ápice. A parte da membrana basilar localizada na base da cóclea é mais rígida

do que a parte localizada no ápice, sendo assim a membrana basilar foi dividida em 16 partes para atribuição de propriedades diferentes.

A rigidez ou o módulo de Young da membrana basilar foi gradualmente reduzido a partir da base para a porção média e até ao ápice. O módulo de Young na base foi assumido como $3,00\text{E}+04 \text{ N/m}^2$ diminuindo proporcionalmente a $5,00\text{E}+03 \text{ N/m}^2$ no ápice ao longo do comprimento da membrana basilar.

Propriedades dos materiais das membranas					
	Densidade (kg/m3)	Modelo		Coefficiente de Poisson	Módulo de Young (N/m2)
Membranas					E
Membrana Basilar	1,00E+03	Elástico	Isotrópico	0,3	3,00E+04 a 5,00E+03
Membrana da Reissner	1,00E+03	Elástico	Isotrópico	0,3	3,50E+04

Tabela 4.9: Propriedades dos materiais para a membrana basilar e membrana de Reissner.

As ligações entre o estribo/janela oval, estrutura coclear/fluidos foram efetuadas por intermédio de formulações matemáticas representativas de contacto.

4.5 Condições de fronteira

Em todos os problemas de elementos finitos é necessário impor condições de fronteira que devem ser as mais representativas possíveis da realidade. Apresenta-se a seguir uma breve descrição das condições de fronteira utilizados nesse trabalho.

O conjunto formado pelos três ossículos (martelo, bigorna e estribo) está fixo na sua parte exterior à membrana timpânica pelo martelo e na parte interna à janela oval fazendo contacto com a escala vestibular pela platina do estribo (Figura 4.45).

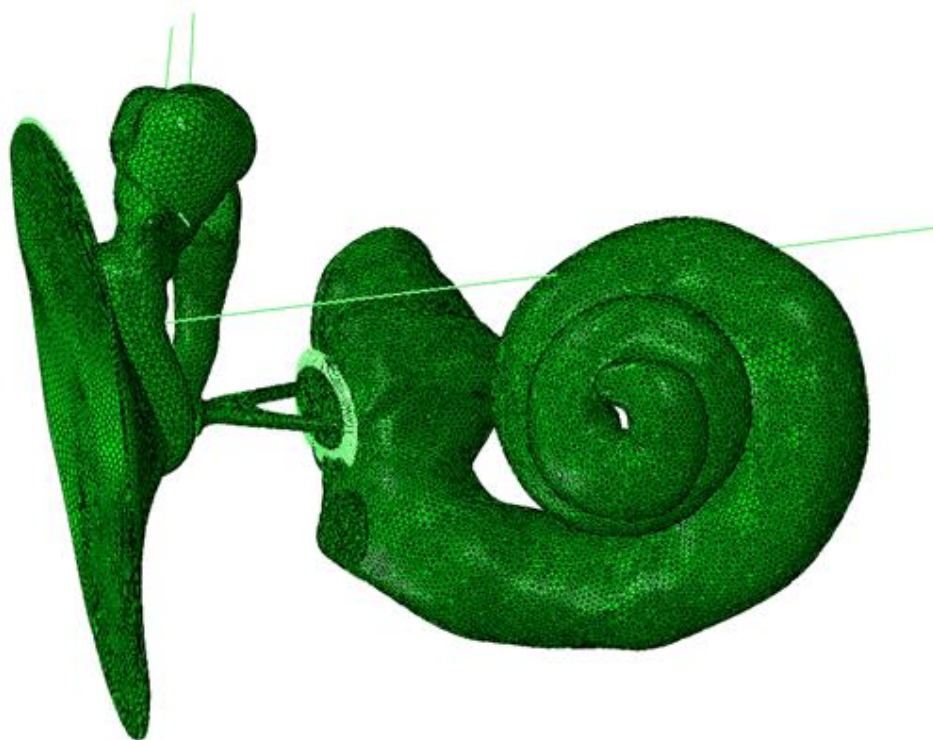


Figura 4.45: Representação das condições de fronteira do modelo.

Os ossículos estão suspensos por ligamentos e músculos (Figura 4.46). O martelo está preso pelo ligamento superior, lateral e anterior e pelo músculo tensor do tímpano. A bigorna pelo ligamento superior e posterior. E o estribo pelo músculo estapediano. Na periferia à volta da platina do estribo foram fixos 166 elementos de barra, simulando o ligamento anular. Todos esses ligamentos da cadeia tímpano ossicular são fixos num nó presente na malha de elementos finitos de cada componente e outro nó fixo na outra extremidade, simulando assim as paredes da caixa timpânica.

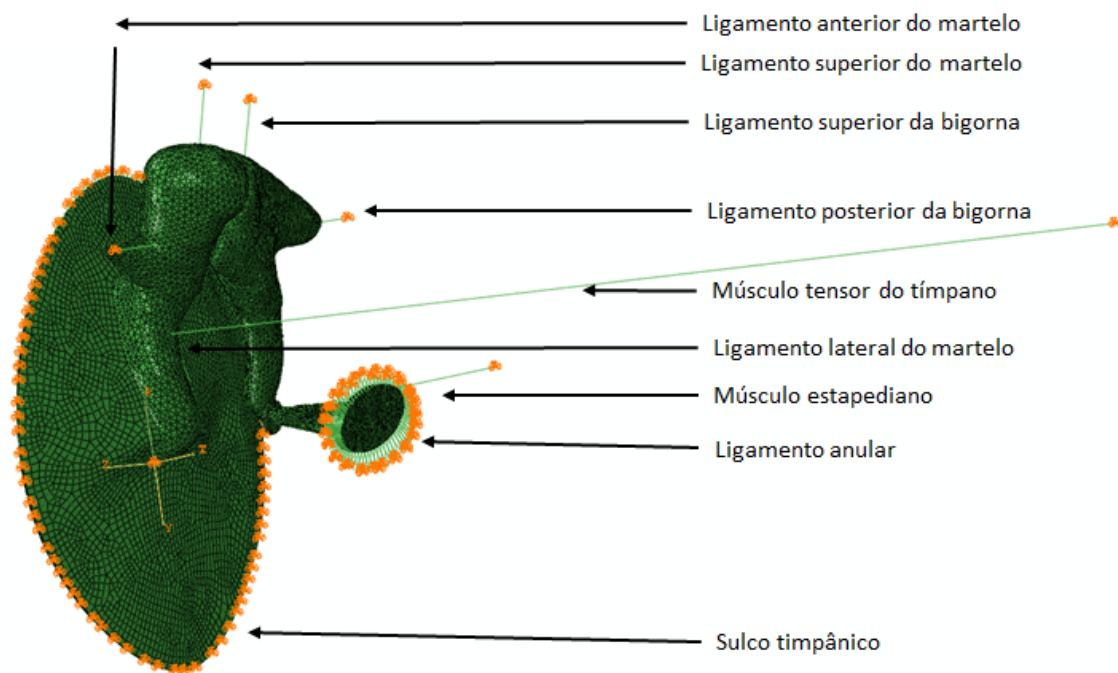


Figura 4.46: Representação das condições de fronteira do modelo do ouvido médio.

A membrana timpânica foi fixa na sua periferia, simulando o sulco timpânico (Figura 4.47). Anatomicamente, a *pars flaccida* esta livre. Para efeitos de simulação foram criados 44 elementos de barra para a *pars flaccida*.

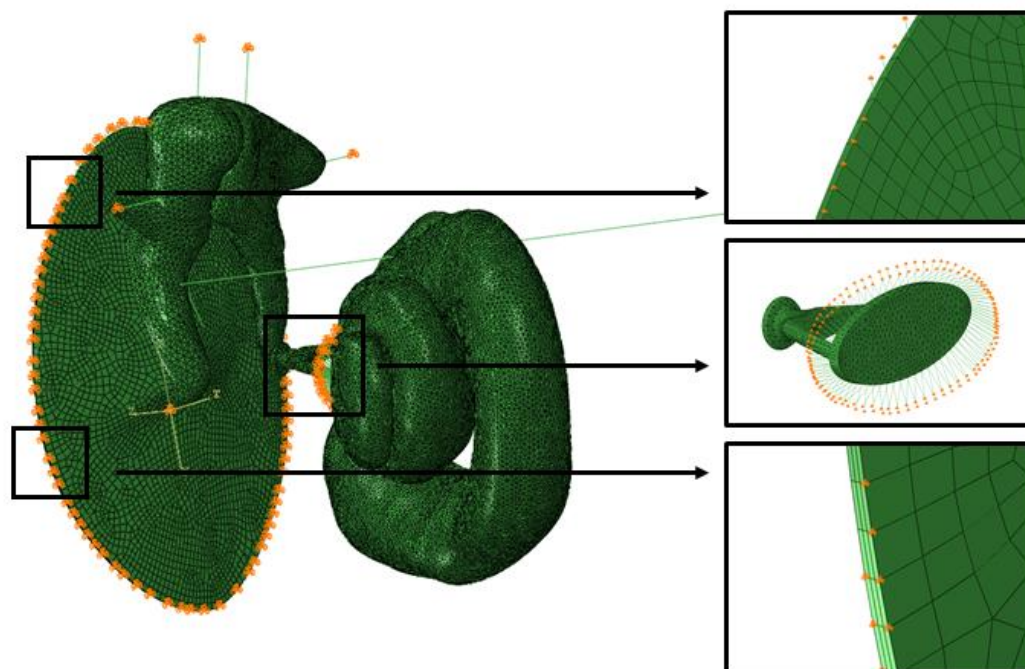


Figura 4.47: Representação das condições de fronteira do modelo.

A *pars tensa* está toda presa na sua periferia, sendo que no quadrante pósterio-superior a membrana timpânica foi presa pela camada interna. Nos outros quadrantes a membrana timpânica foi presa pela camada interna e externa, conforme demonstrado no esquema representativo da Figura 4.47.

As paredes exteriores da cóclea e vestíbulo foram consideradas totalmente rígidas, sendo assim foram restringidos todos os elementos de sua superfície externa, simulando a capa de osso que envolve a cóclea (Figura 4.48).

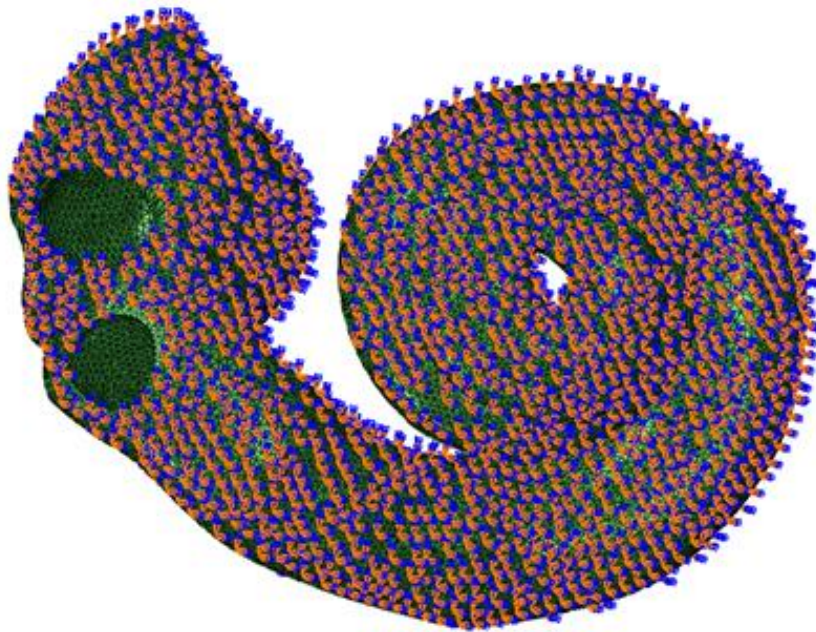


Figura 4.48: Representação das condições de fronteira do modelo do ouvido interno

Relativamente à membrana de Reissner e à membrana basilar foram consideradas em contacto com o fluido da escala vestibular/timpânica e escala média.

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 acopladas entre pares de superfícies. O comando TIE foi desta forma usado para as superfícies do fluido coclear.

Foram utilizadas impedâncias de fronteira para simular as reflexões acústicas nas interfaces dos componentes acústicos. Para a delimitação das impedâncias, a escala vestibular foi dividida em 5 partes, sendo elas caracterizadas com diferentes impedâncias para cada parte da escala vestibular. Para a parte da escala vestibular mais próxima a base da cóclea foi atribuída uma impedância acústica de $3,0E+05 \text{ Ns/m}^3$. Na parte localizada entre a base e o

meio foi atribuída a impedância acústica de $9,0\text{E}+05 \text{ Ns/m}^3$. Para a parte delimitada como meio da escala vestibular foi atribuído o valor de $9,5\text{E}+05 \text{ Ns/m}^3$ para a impedância acústica. Foi também delimitado o valor de $5,0\text{E}+07 \text{ Ns/m}^3$ e $5,5\text{E}+07 \text{ Ns/m}^3$ para a parte da escala vestibular delimitada como entre a base e o ápice e para o ápice, respetivamente.

4.6 Modelo com perfuração timpânica

A perfuração timpânica é uma das patologias mais comuns ao nível da membrana timpânica do ouvido. Pode ser provocada por um objeto que a perfure acidentalmente, ou por um aumento forte e instantâneo da pressão (explosão, mergulho). Pode, ainda, ser consequência da colocação de tubos de ventilação, após uma otite média. De acordo com a localização e extensão da perfuração nos diferentes quadrantes da membrana timpânica, é possível existirem diferentes consequências a nível auditivo. A perfuração timpânica pode causar dor, hemorragia, perda da audição e zumbidos. Geralmente a membrana timpânica cicatriza-se espontaneamente, ou através de medicação antibiótica, mas se tal não acontecer ao fim de 2 meses, torna-se necessário recorrer a intervenção cirúrgica, chamada de timpanoplastia. A perda da audição é mais grave se a cadeia de ossículos se romper ou se o ouvido interno for atingido [Paço, 2003].

O modelo biomecânico computacional do ouvido com a presença de perfuração timpânica foi construído a partir do modelo do ouvido normal descrito anteriormente, juntamente com uma metodologia já utilizada por outro autor presente na literatura [Gentil & al, 2014; Gentil & al, 2009].

Foram criados cinco modelos diferentes com a presença de perfuração timpânica:

- Perfuração timpânica com um calibre grande de aproximadamente 7 mm, ocupando principalmente os quadrantes inferiores da membrana timpânica (Figura 4.49).
- Perfuração timpânica com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante pósterio-superior da membrana timpânica (Figura 4.50 - a).
- Perfuração timpânica com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante ântero-superior da membrana timpânica (Figura 4.50 - b).
- Perfuração timpânica com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante pósterio-inferior da membrana timpânica (Figura 4.50 - c).
- Perfuração timpânica com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante ântero-inferior da membrana timpânica (Figura 4.50 - d).

As propriedades dos materiais e condições de fronteira foram mantidas as mesmas do ouvido considerado normal.

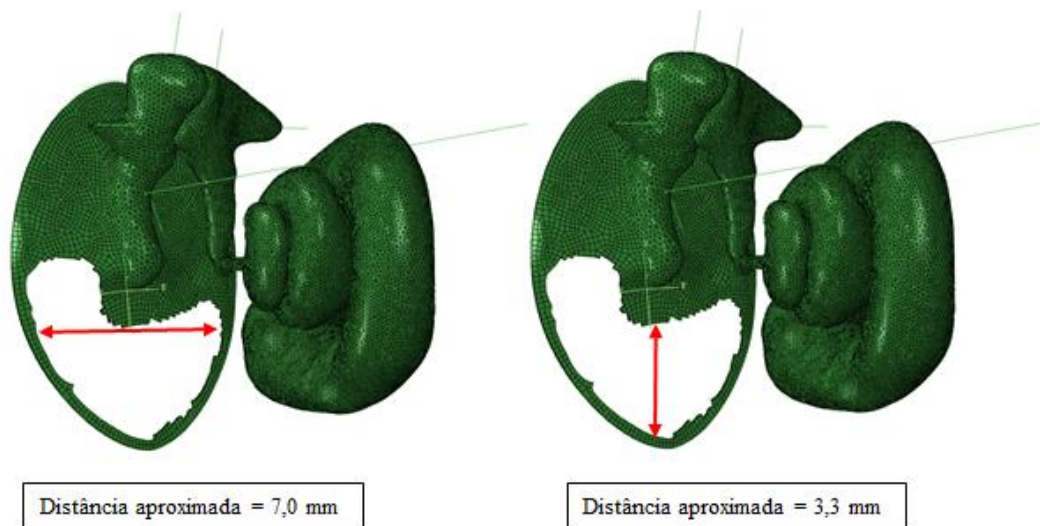


Figura 4.49: Modelo com perfuração timpânica grande.

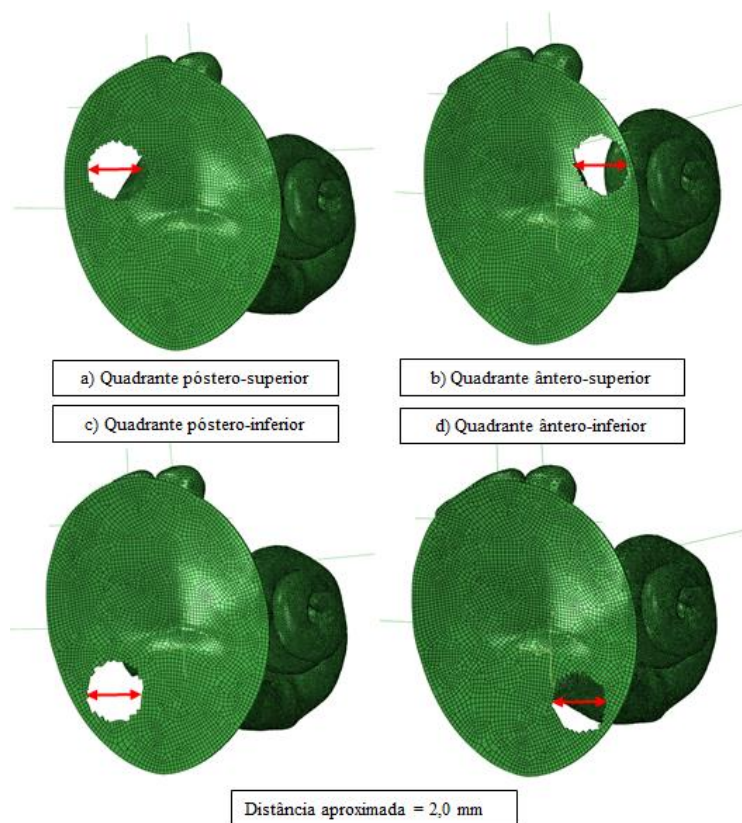


Figura 4.50: Modelos com perfurações timpânicas pequenas.

4.7 Modelo com miringosclerose

São várias as patologias que podem atingir a membrana timpânica, sendo que uma delas é conhecida por miringosclerose. A miringosclerose é uma patologia caracterizada pela hialinização e calcificação do tecido conjuntivo na lâmina própria (camada central da membrana timpânica) [Tos & Stangerup, 1989; Wielinga & al, 1995]. Sendo assim, faz com que a membrana timpânica se torne mais rígida, podendo a miringosclerose estar localizada em diferentes quadrantes da membrana timpânica e ter diferentes dimensões.

Existem vários fatores mecânicos e inflamatórios associados a esta patologia, como por exemplo uma sequela de otite média aguda, predisposição genética ou consequências do procedimento cirúrgico chamado miringotomia [Friedman & al, 2001; Yaman & al, 2010; Koç & Uneri, 2002; Raustyte & al, 2006; Gibb & Pang, 1994; Forséni & Hultcrantz, 2002]. A miringosclerose, quando ocorre isoladamente, geralmente não está associada a grandes perdas auditivas.

O modelo biomecânico computacional do ouvido com a presença de miringosclerose foi construído a partir do modelo do ouvido normal descrito anteriormente, juntamente com uma metodologia já utilizada por outros autores presentes na literatura [Gentil & al, 2009; Gentil & al, 2012; Berdich & al, 2016], sendo possível observar uma das representações na Figura 4.51.

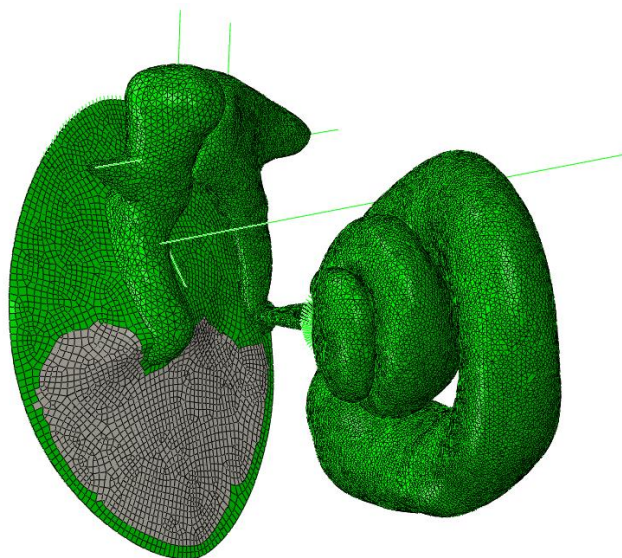


Figura 4.51: Modelo com placa de miringosclerose grande.

Foram criados sete modelos diferentes com a presença de miringosclerose:

- Miringosclerose com um calibre grande de aproximadamente 7 mm, ocupando principalmente os quadrantes inferiores da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - a).
- Miringosclerose com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante pósterio-superior da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - b).
- Miringosclerose com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante pósterio-inferior da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - c).
- Miringosclerose com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante ântero-superior da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - d).
- Miringosclerose com um calibre pequeno de aproximadamente 2 mm, ocupando o quadrante ântero-inferior da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - e).
- Miringosclerose com toda a camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - f).
- Miringosclerose ocupou toda a região central (fibras radiais) da camada intermediária da membrana timpânica (Figura 4.52 - g).

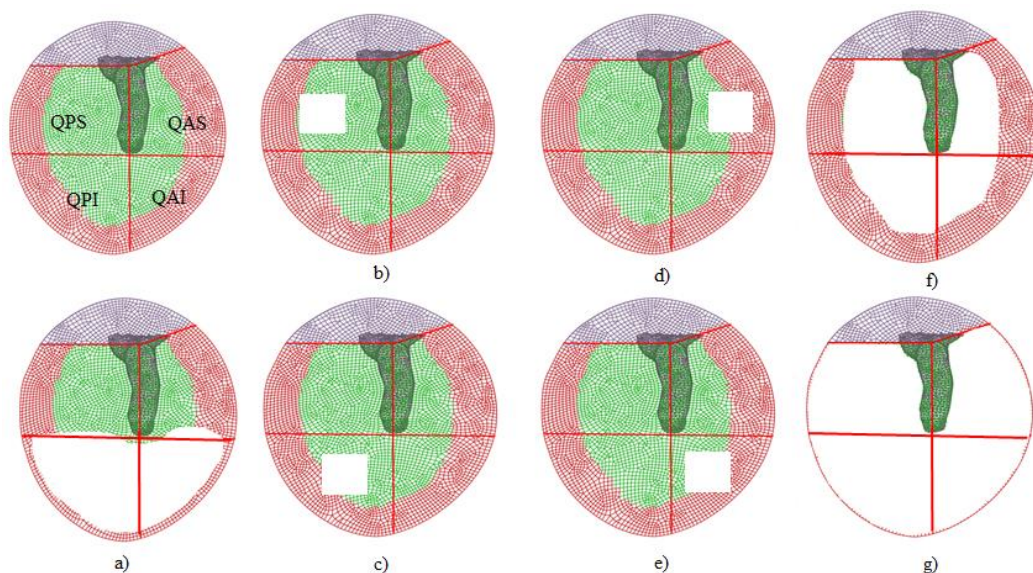


Figura 4.52: Esquema representativo da localização das placas de miringosclerose na camada intermediária da membrana timpânica.

Para a delimitação da placa de miringosclerose foram selecionados elementos da malha de elementos finitos da camada central da membrana timpânica e criados grupos para esses elementos (chamados *sets*). Para esses grupos de elementos foram atribuídas propriedades diferentes dos restantes elementos associados à membrana timpânica. Atribuiu-se à área afetada uma rigidez conforme as propriedades dos materiais utilizados por outro autor presente na literatura [Berdich & al, 2016]. Foram consideradas diferentes propriedades de acordo com as diferentes concentrações de hidroxiapatite (mineral formado, basicamente, por fosfato de cálcio caracterizando a calcificação da lâmina própria proveniente da miringosclerose), conforme descrito por Berdich *et al.* em 2016. Observa-se na Tabela 4.10 as propriedades mecânicas utilizadas de acordo com a percentagem de concentração de hidroxiapatite [Berdich & al, 2016].

% de hidroxiapatite	Módulo de Young (N/m ²)	Coefficiente de Poisson	Densidade (kg/m ³)
10	12,10 x 10 ⁹	0,296	1,40 x 10 ³
30	36,20 x 10 ⁹	0,289	1,79 x 10 ³
50	60,30 x 10 ⁹	0,281	2,18 x 10 ³
70	84,40 x 10 ⁹	0,273	2,60 x 10 ³

Tabela 4.10: Propriedades dos materiais referentes as placas de miringosclerose [Berdich & al, 2016].

As restantes propriedades dos materiais e condições de fronteira foram mantidas as mesmas do modelo do ouvido considerado normal.

4.8 Modelo com otosclerose

A otosclerose é caracterizada pela formação anormal de osso, em torno da janela oval, que imobiliza progressivamente a base do estribo [Adónis, 2002].

Existem poucos estudos presentes na literatura que simulam a otosclerose, no entanto os que existem relatam que as modificações que caracterizam esta doença no sistema auditivo promovem um aumento na rigidez do ligamento anular do estribo. Esta rigidez do ligamento anular pode variar de 2, 5, 10, 100 e 300 vezes o seu valor normal de acordo com os diferentes autores [Gentil & al, 2012, Gentil & al, 2010; Huber & al, 2003, Feng & al, 2004, Fragoso, 2013 e Areias, 2014], assim como um aumento da massa, que pode ser verificado por meio de um aumento de cinco vezes no volume de células dum tecido com otosclerose [Frost, 1962; Fragoso, 2013].

O modelo biomecânico computacional do ouvido com a presença de otosclerose foi construído a partir do modelo do ouvido normal descrito anteriormente, recorrendo-se a uma metodologia já utilizada por outros autores presentes na literatura [Gentil & al, 2012, Huber & al, 2003 e Areias, 2014].

Foram criados seis modelos diferentes com a presença de otosclerose:

- Aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo em 2 vezes;
- Aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo em 5 vezes;
- Aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo em 10 vezes;
- Aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo em 100 vezes;
- Aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo em 300 vezes;
- Aumentou-se a massa específica do estribo em 5 vezes.

As restantes propriedades dos materiais e condições de fronteira foram mantidas as mesmas do ouvido considerado normal.

4.9 Modelo para análise dos materiais utilizados em próteses do estribo

Existem vários motivos que levam à necessidade de colocação de prótese no ouvido, mas conforme aqui já relatado, a otosclerose é uma doença que provoca a fixação do estribo provocando perda auditiva. A reabilitação em pacientes com otosclerose pode ser conseguida através da aplicação cirúrgica de próteses mecânicas para substituir o estribo, parcialmente ou totalmente.

Existem diversos tipos de próteses de diferentes materiais e morfologia, sendo que o teflon, aço inoxidável e titânio, são apenas alguns exemplos de tais materiais utilizados [Tange & al, 2004; Slaterry & House, 1995]. O comportamento das próteses não está ainda bem compreendido, assim, um estudo relativamente a este assunto torna-se sempre de grande importância.

A partir de uma metodologia já utilizada por outro autor presente na literatura [Gentil & al, 2014; Gentil & al, 2009; Gentil & al, 2011; Gentil & al, 2011; Gentil & al, 2012], usando o modelo atual considerado normal, foram criados outros modelos biomecânicos considerando para o estribo diferentes materiais de próteses.

Foram criados três modelos diferentes para análise dos materiais utilizados em próteses do estribo:

- Modelo em que as propriedades do estribo foram substituídas por propriedades mecânicas do aço-inoxidável [Ebnesajjad, 2000];
- Modelo em que as propriedades do estribo foram substituídas por propriedades mecânicas do teflon [Niinomi, 1998];
- Modelo em que as propriedades do estribo foram substituídas por propriedades mecânicas do titânio [Beer, 2011];

Observa-se na Tabela 4.11 as propriedades mecânicas utilizadas de acordo com o tipo de material.

Material	Módulo de Young (N/m ²)	Coeficiente de Poisson	Densidade (kg/m ³)
Aço-inoxidável	2,10 E+11	0,30	7,80E+03
Teflon	6,00 E+08	0,44	2,20E+03
Titânio	1,14E+11	0,34	4,43E+03

Tabela 4.11: Propriedades dos materiais referente as próteses de estribo.

As restantes propriedades dos materiais e condições de fronteira foram mantidas as mesmas do ouvido considerado normal.

4.10 Modelo com prótese total do ouvido médio

Conforme já relatado anteriormente, a surdez pode atingir todas as idades, raças e gêneros, trazendo complicações do ponto de vista da comunicação e linguagem, com causas cada vez mais abrangentes e diversificadas. Estas causas estão muitas vezes associadas às patologias que foram aqui analisadas: perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose, como também associadas a outras tantas patologias do ouvido.

Uma das alternativas, a correção de problemas causados derivados dessas patologias, é a aplicação de prótese mecânica para substituir os ossículos da cadeia ossicular, sendo assim, o objetivo desta análise foi fazer um estudo da reabilitação do ouvido médio e interno a partir da aplicação de uma prótese total em substituição da cadeia ossicular (martelo, bigorna e estribo) com o intuito de futuramente estes estudos poderem auxiliar em estudos de projeto de novos implantes, tanto para a cadeia ossicular do ouvido médio como para implantes cocleares para o ouvido interno.

De uma forma geral, uma prótese ideal do ouvido médio é aquela que consegue reproduzir de forma adequada o funcionamento normal da cadeia ossicular. No caso da utilização de uma prótese total, uma cartilagem deverá ser intercalada entre a membrana timpânica e a prótese. Esta cartilagem tem como objetivo principal impedir a extrusão da prótese através da membrana. A fixação desta cartilagem pode ser efetuada através de suturas, cola ou mesmo simplesmente sobreposta [Cavaliere & al, 2009; Dornhoffer, 2003; Neff & al, 2003; Pyle, 2003].

A partir de uma metodologia já estudada por outro autor presente na literatura [Marques, 2012], utilizou-se o presente modelo para a realização do estudo, onde a cadeia tímpano ossicular foi substituída por uma prótese total. A prótese total utilizada foi a mesma criada e utilizada no modelo estudado por Marques [Marques, 2012; Gentil & al, 2013]. A prótese utilizada pode ser dividida em três zonas distintas: cabeça, haste e pé (Figura 4.53). Foram utilizados 9.975 elementos do tipo C3D4 para a sua discretização.

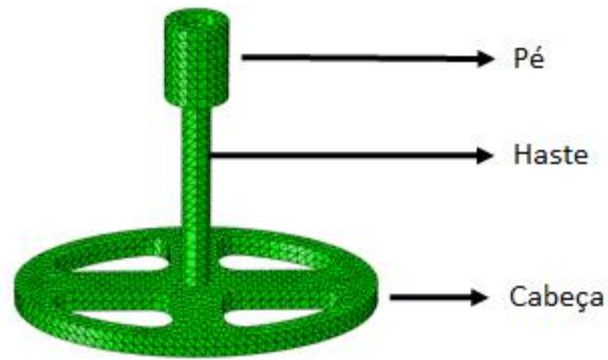


Figura 4.53: Modelo da prótese total.

Foram também incluídos ao modelo uma cartilagem e cola, e foram excluídos os ligamentos e músculos associados aos ossículos (Figura 4.54).

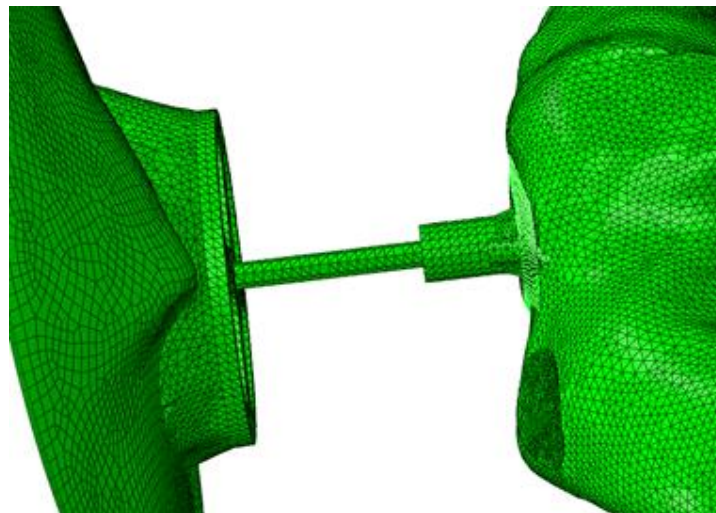


Figura 4.54: Prótese total inserida ao modelo do ouvido substituindo a cadeia ossicular.

A cartilagem utilizada para fazer a interface entre a prótese e a membrana tem uma forma geométrica cilíndrica. Marques em seu trabalho [Marques, 2012] utilizou entre a membrana timpânica e a prótese uma parte considerada cartilagem e uma parte considerada cola e foram analisadas diferentes dimensões de cartilagens, que variavam entre 0,3 mm e 0,7 mm de espessura e entre os 4 mm e 5 mm de diâmetro. No presente estudo foi utilizado somente cartilagem entre a prótese e a membrana timpânica e a dimensão da cartilagem foi exatamente a largura da prótese ajustada à membrana timpânica. Foram utilizados 24.529 elementos do tipo C3D4 para a criação da cartilagem.

Em relação à interface prótese e platina do estribo foi adicionada cola. No presente estudo o ângulo que a prótese faz na interação com a platina do estribo é de 0°. Foram utilizados 1.531

elementos para a criação da cola. Na Figura 4.55 é possível visualizar o modelo completo com prótese total.

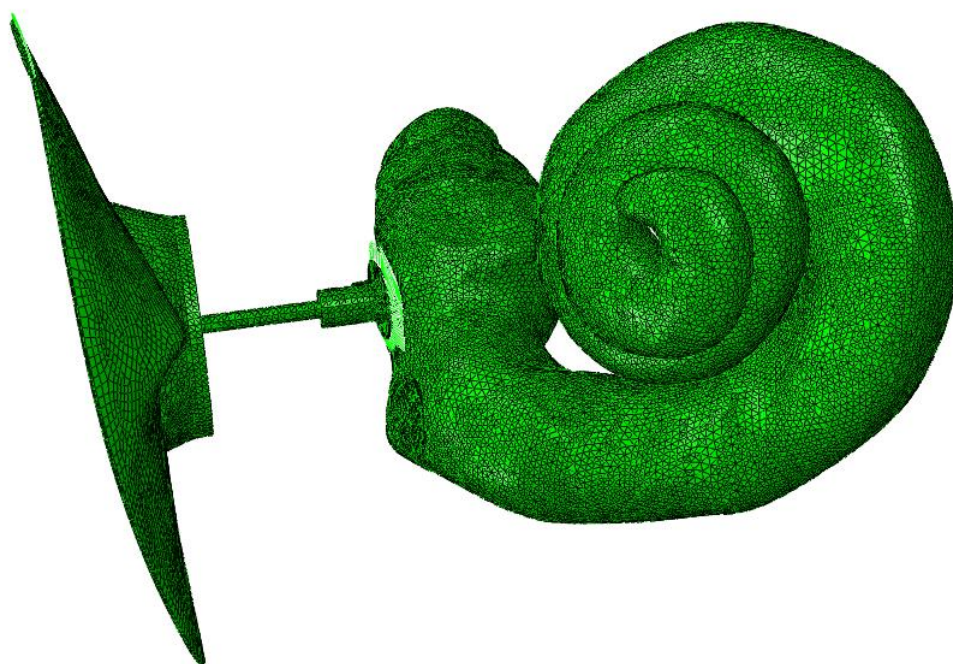


Figura 4.55: Visualização do modelo total.

As propriedades de material da cola e cartilagem foram as mesmas utilizadas no trabalho de Marques [Marques, 2012], sendo que este se baseou em outros trabalhos presentes na literatura [Wen & al, 2006; Schmidt, 2000]. Estas propriedades podem ser observadas na Tabela 4.12. A prótese foi considerada como sendo de titânio – Grade 2 também com base no trabalho de Marques [Marques, 2012].

Material	Módulo de Young (N/m ²)	Coeficiente de Poisson	Densidade (kg/m ³)
Prótese total	116 E+09	0,37	4,51E+03
Cola	6,00 E+09	0,40	1,70E+03
Cartilagem	2,08E+06	0,30	1,30E+03

Tabela 4.12: Propriedades dos materiais referente à prótese total, cartilagem e cola.

O contato ente a membrana timpânica/prótese e entre a prótese/platina do estribo foi realizado através da partilha de nós referentes a malha de elementos finitos. As restantes propriedades dos materiais e condições de fronteira foram mantidas as mesmas do ouvido considerado normal.

Capítulo 5

Comportamento biomecânico do modelo computacional

5.1 Introdução

Com o objetivo de perceber o comportamento do modelo computacional do ouvido médio e interno, ao longo de uma gama de frequências entre 100Hz e 10kHz, efetuaram-se simulações da aplicação de uma excitação na membrana timpânica de um nível de pressão sonora uniforme entre 20 e 130 dB SPL.

Foram feitos vários estudos baseados em análises dinâmicas e verificados os seguintes resultados:

- Deslocamentos do umbo para comparações entre frequências e entre a intensidade em dB SPL correspondente à pressão aplicada na membrana timpânica.
- Deslocamentos do umbo com o modelo completo comparados com resultados de outros autores.
- Deslocamentos da platina do estribo para comparações entre frequências e entre a intensidade em dB SPL correspondente à pressão aplicada na membrana timpânica.
- Deslocamentos da platina do estribo com o modelo completo comparados com resultados de outros autores.
- Deslocamentos da membrana basilar com comparação entre frequências.
- Deslocamentos da membrana basilar comparados com os resultados de outros autores.
- Pressões acústicas com comparação entre frequências e localização dentro da escala vestibular.

- Pressões acústicas da escala vestibular comparadas com os resultados de outro autor.

A partir do modelo do ouvido médio e interno definido, foram efetuadas simulações do comportamento do ouvido com a presença de três patologias: perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose. São apresentados os seguintes resultados:

- Deslocamentos do umbo e da parte central da platina do estribo para a simulação com a presença de diferentes tamanhos de perfuração timpânica comparados com o ouvido normal. Pressões acústicas da escala vestibular do modelo com patologia comparadas com o modelo sem patologia.
- Deslocamentos do umbo e da parte central da platina do estribo para a simulação com a presença de miringosclerose de diferentes concentrações de hidroxiapatite das placas patológicas, de diferentes tamanhos, e diferentes localizações, comparados com o modelo sem patologia. Pressões acústicas da escala vestibular do modelo com patologia comparadas com o modelo sem patologia.
- Deslocamentos do umbo e da platina do estribo para a simulação com a presença de otosclerose com aumento de rigidez de 2, 5, 10, 100 e 300 vezes no ligamento anular, e com aumento da massa do estribo em 5 vezes, comparados com modelo sem patologia. Pressões acústicas da escala vestibular do modelo com patologia comparadas com o modelo sem patologia.

Posteriormente também foi possível a realização de testes iniciais referentes aos materiais utilizados em próteses do estribo. Foram realizadas simulações da utilização destes materiais no modelo atual e verificada qual a reação que estes provocam nos deslocamentos da membrana timpânica, na parte central da platina do estribo e a nível do ouvido interno. São apresentados os seguintes resultados:

- Deslocamentos do umbo, deslocamentos da parte central da platina do estribo e análises das pressões acústicas da escala vestibular para o modelo atual, comparados com os resultados da aplicação de diferentes materiais referentes aos tipos de próteses (teflon, titânio e aço inoxidável) em substituição do estribo.

Por fim, foi analisado e caracterizado o comportamento do modelo atual com a inserção de uma prótese total em substituição da cadeia ossicular do ouvido médio e foram apresentados os seguintes resultados:

- Deslocamentos do umbo, deslocamentos da parte central da platina do estribo e análise das pressões acústicas da escala vestibular do modelo com a inserção da prótese total, comparados com os resultados do modelo representativo do ouvido normal.

5.2 Análise dos deslocamentos do umbo

Inicialmente foi realizada uma análise dinâmica determinando-se os deslocamentos do umbo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL, para a gama de frequências entre 100 Hz a 10kHz. Pode-se observar nesse gráfico (Figura 5.1) que quanto maior o nível de pressão sonora aplicada sobre a membrana timpânica, maiores serão os deslocamentos obtidos no umbo.

Verifica-se também a presença de proporcionalidade direta entre os deslocamentos do umbo e a pressão sonora aplicada sobre a membrana timpânica.

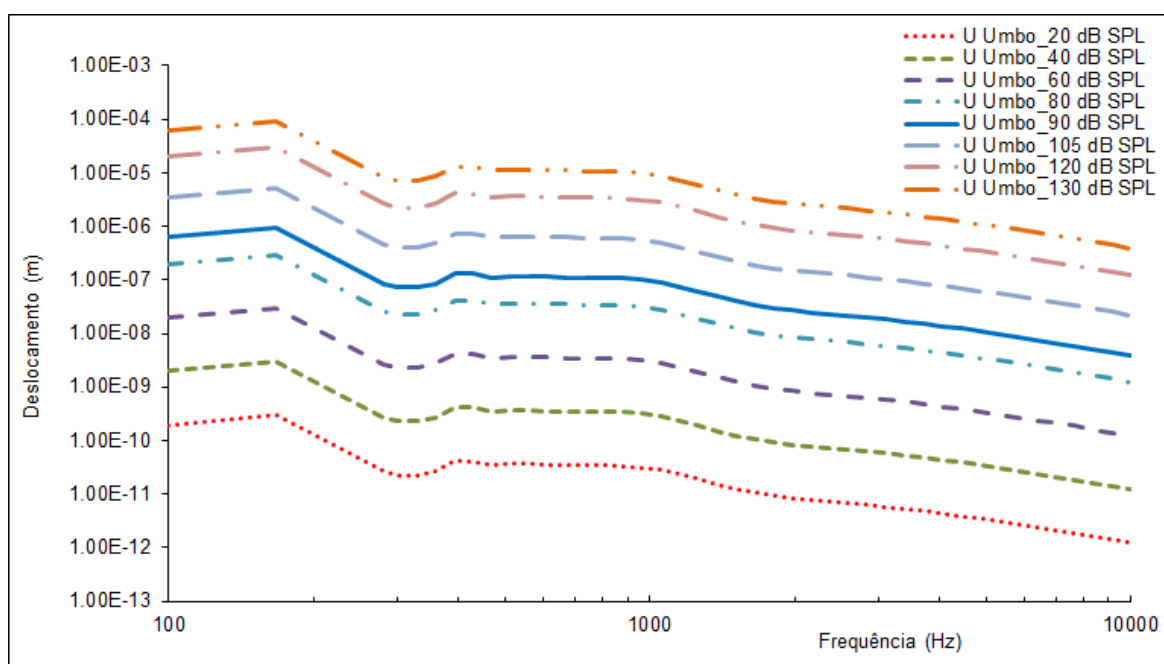


Figura 5.1: Deslocamentos do umbo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL.

Observa-se na Figura 5.2 a movimentação da membrana timpânica para 300 Hz, 2 kHz e 10 kHz, onde se podem observar as diferenças de movimentação e deslocamento referentes às diferentes frequências.

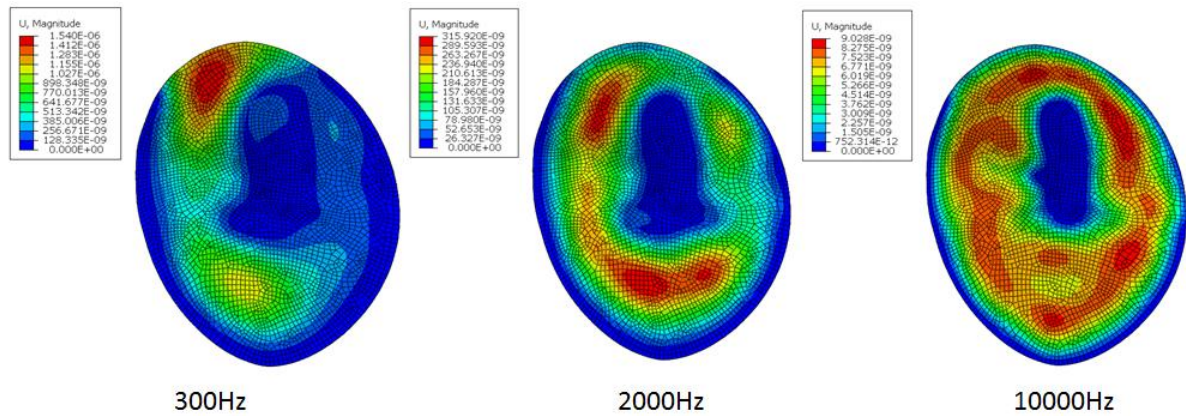


Figura 5.2: Deslocamentos da membrana timpânica.

Posteriormente foram comparados os deslocamentos do umbo com os resultados de outros autores da literatura.

80 dB SPL

Os resultados do modelo atual referentes aos deslocamentos obtidos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 80 dB SPL (0,2 Pa) aplicado sobre a membrana timpânica, foram comparados com outros estudos (experimentais e numéricos) existentes na literatura [Prendergast, 1999], [Chia & al, 2006], [Nishihara & al, 1996], [Huber & al, 1997], [Gan & al, 2002], [Gentil, 2008], [Garbe, 2010] e [Areias, 2014].

Pode-se observar na Figura 5.3 que os deslocamentos do umbo do modelo atual encontram-se muito próximos aos resultados dos outros autores, sendo que quando analisados os resultados para toda a gama de frequências, os resultados estão mais próximos dos resultados de Huber et al [Huber & al, 1997], apresentando-se ligeiramente superiores aos resultados deste autor.

Para as frequências mais graves, nota-se que os resultados com o presente modelo encontram-se ligeiramente superiores aos resultados dos outros autores, entretanto para as frequências médias e agudas nota-se a proximidade dos resultados entre todos os autores, destacando-se com relação às frequências médias a aproximação aos resultados de Huber, Huber *et al.* [Huber & al, 1997], de Chia *et al.* [Chia & al, 2006] e de Areias [Areias, 2014] e para as frequências agudas os resultados de Huber *et al.* [Huber & al, 1997].

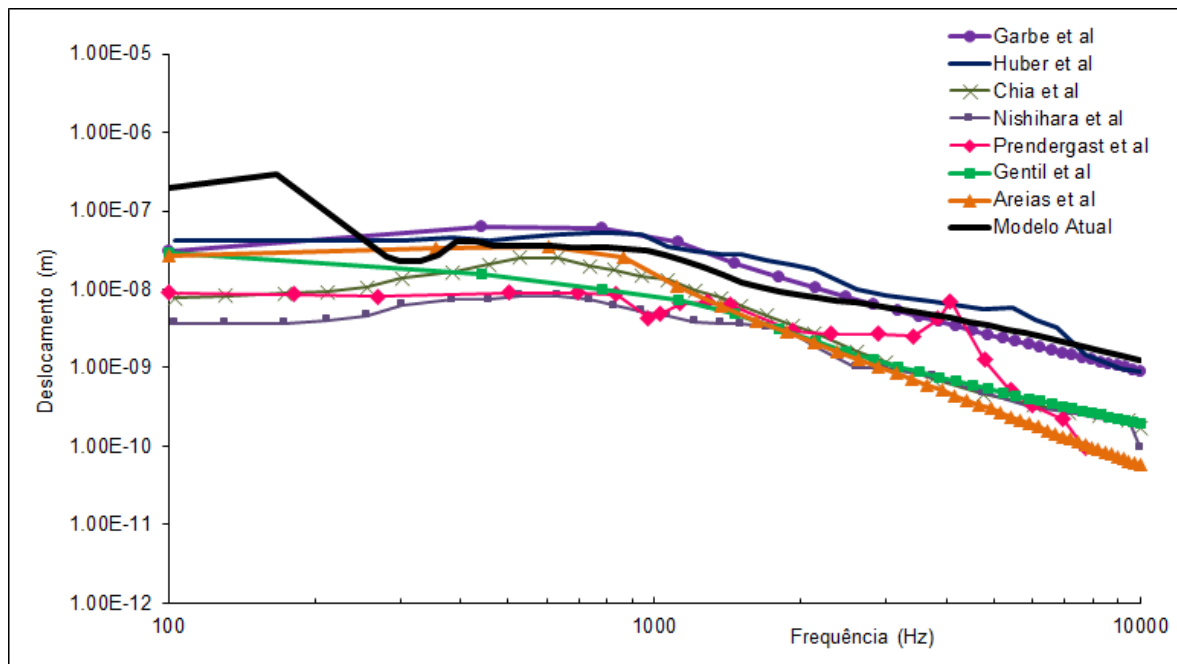


Figura 5.3: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 80 dB SPL.

90 dB SPL

Fazendo incidir sobre a membrana timpânica um nível de pressão sonora de 90 dB SPL (0,632 Pa), os resultados dos deslocamentos do umbo foram comparados com os trabalhos de Sun *et al.* [Sun & al, 2002], Gan *et al.* [Gan & al, 2002], Gentil [Gentil, 2008], Areias [Areias, 2014] e Garbe [Garbe, 2010].

Pode-se observar (Figura 5.4) que os deslocamentos do umbo obtidos com o presente modelo estão muito próximos dos deslocamentos obtidos por Gan *et al* [Gan & al, 2007] e por Garbe [Garbe, 2010] em quase toda a gama de frequências, apresentando-se novamente ligeiramente superiores para as frequências graves.

Observa-se também que para as frequências médias, os resultados aproximam-se dos resultados de Areias [Areias, 2014].

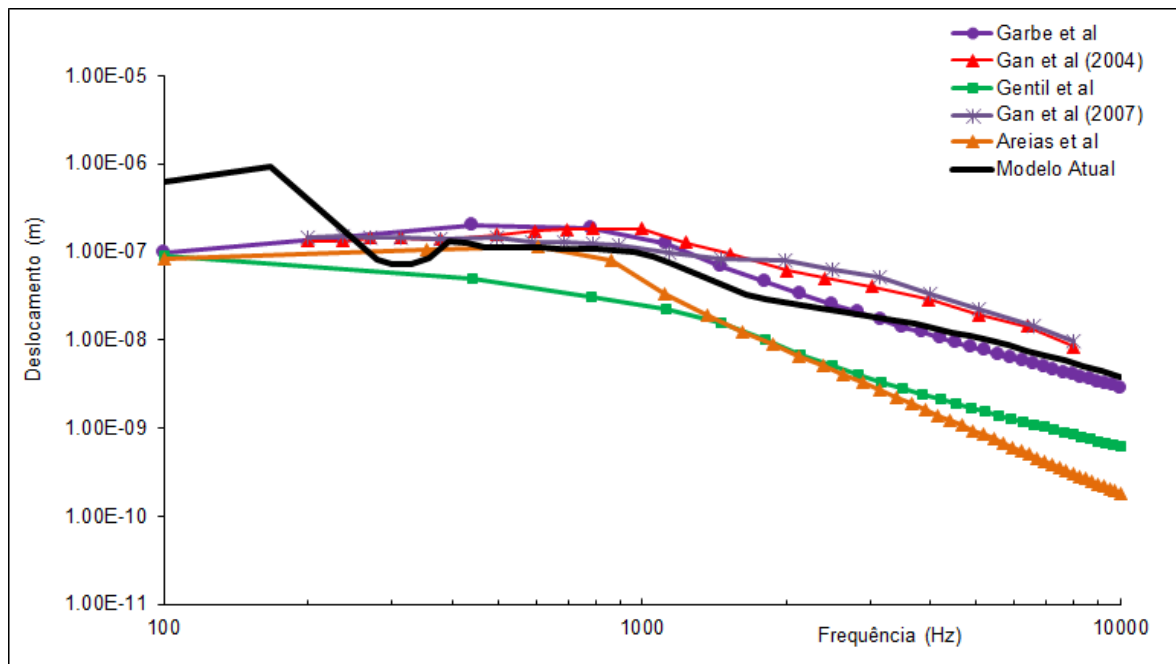


Figura 5.4: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 90 dB SPL

105 dB SPL

A Figura 5.5 apresenta os deslocamentos do umbo para nível de pressão sonora de 105 dB SPL comparando com os resultados obtidos por Kurokawa *et al.* [Kurokawa & al, 1995], Gentil *et al.* [Gentil, 2009], Areias [Areias, 2014] e Garbe *et al.* [Garbe, 2010].

Pode-se observar que os deslocamentos obtidos com o presente modelo, encontram-se próximos aos resultados obtidos por Garbe *et al.* [Garbe, 2010] e Kurokawa *et al.* [Kurokawa & al, 1995], apresentando-se um pouco elevados no que se refere aos sons graves.

Para as frequências médias, os resultados do presente modelo aproximam-se também dos resultados de Areias [Areias, 2014].

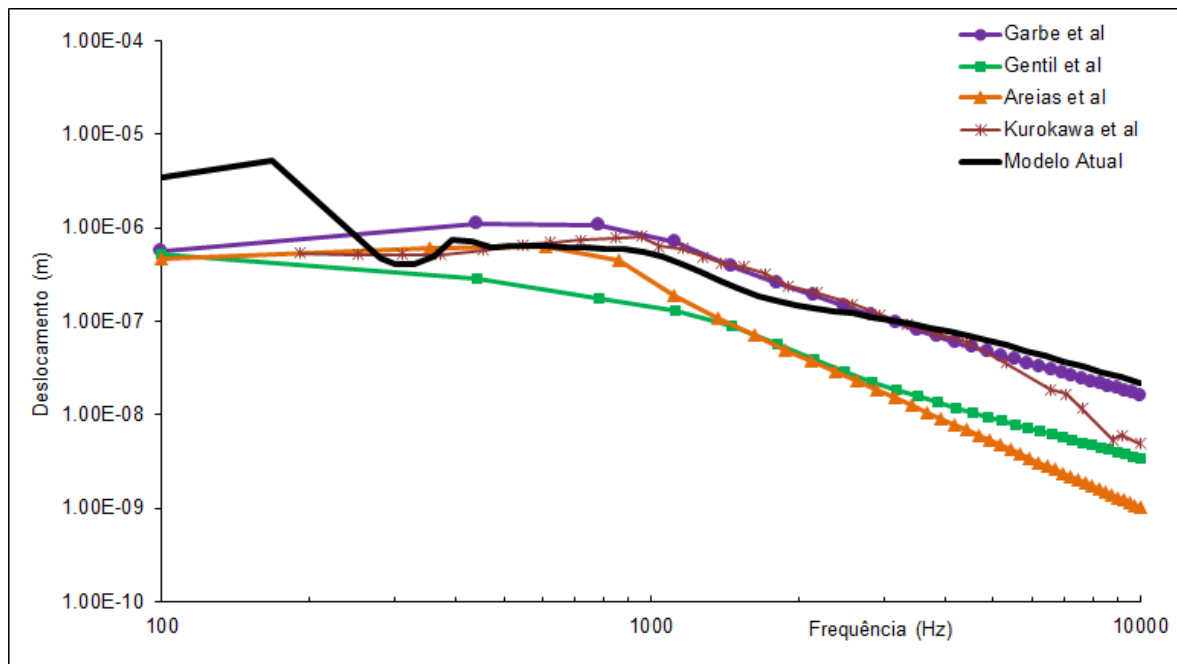


Figura 5.5: Deslocamentos ao nível do umbo para um estímulo acústico de 105 dB SPL.

5.3 Análise dos deslocamentos da platina do estribo

Realizou-se uma análise dinâmica determinando-se os deslocamentos da platina do estribo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL, para a gama de frequências entre 100 e 10 kHz. Da mesma forma que foi observado para os deslocamentos do umbo, pode-se observar na Figura 5.6 que quanto maior o nível de pressão sonora aplicada sobre a membrana timpânica, maiores serão os deslocamentos obtidos na platina do estribo.

Verifica-se também a presença de proporcionalidade direta entre os deslocamentos da platina do estribo e a pressão sonora aplicada sobre a membrana timpânica.

É possível observar que os deslocamentos são sempre maiores no umbo do que no estribo.

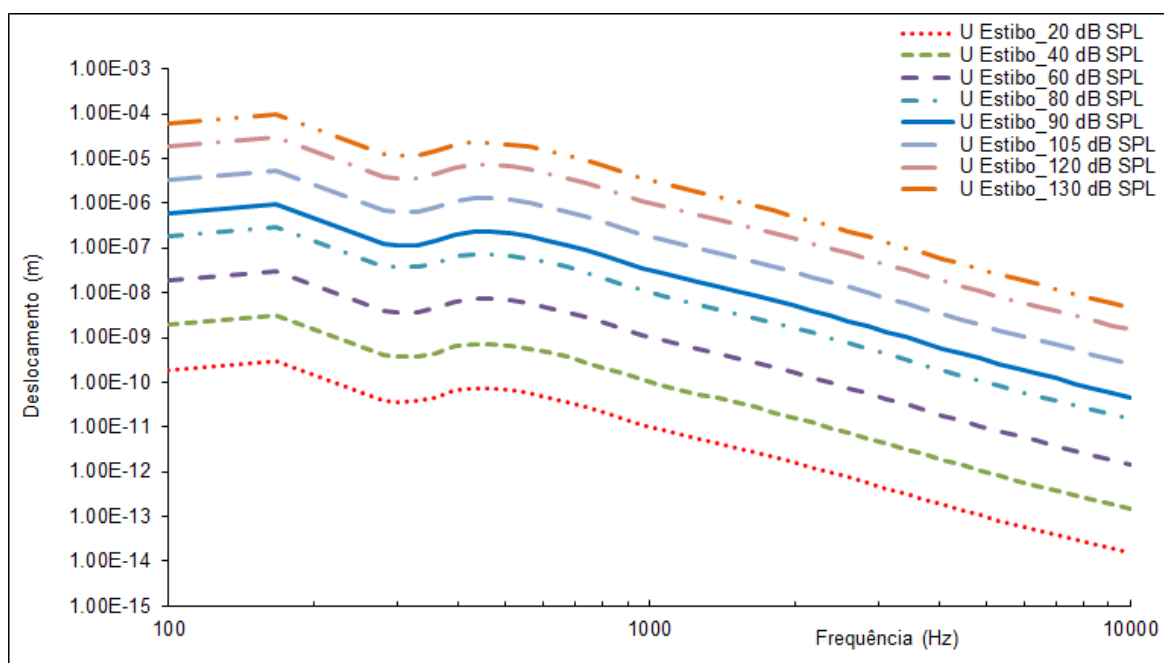


Figura 5.6: Deslocamentos da platina do estribo para os níveis de pressão sonora de 20, 40, 60, 80, 90, 105, 120 e 130 dB SPL.

A Figura 5.7 demonstra a movimentação da platina do estribo para 300 Hz, 2kHz e 10kHz, onde se podem verificar as diferenças de magnitude referentes às diferentes frequências, com maior magnitude para a frequência mais baixa (300 Hz).

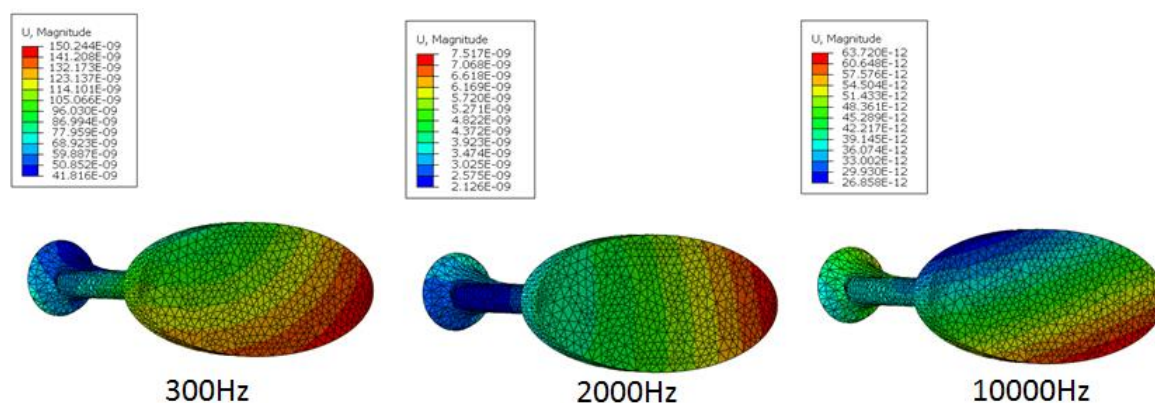


Figura 5.7: Movimentação da platina do estribo.

Posteriormente foram comparados os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo com os resultados de outros autores da literatura.

80 dB SPL

Os deslocamentos obtidos ao nível da platina do estribo, para um estímulo acústico de 80 dB SPL (0,2 Pa) aplicado sobre a membrana timpânica, foram comparados com outros estudos existentes na literatura [Prendergast, 1999], [Chia & al, 2006], [Gan & al, 2002], [Gentil, 2008], [Garbe, 2010] e [Areias, 2014].

Pode-se observar na Figura 5.8, que os deslocamentos obtidos se encontram próximos dos resultados obtidos por outros autores, destacando-se que para as frequências graves os resultados estão mais próximos dos resultados de Garbe [Garbe, 2010], apresentando-se com amplitude ligeiramente superior aos outros autores.

Relativamente a resposta para às frequências médias, os resultados aproximam-se de Areias [Areias, 2014].

Para as frequências mais agudas, os resultados estão próximos dos resultados de Gentil [Gentil, 2009] e Areias [Areias, 2014].

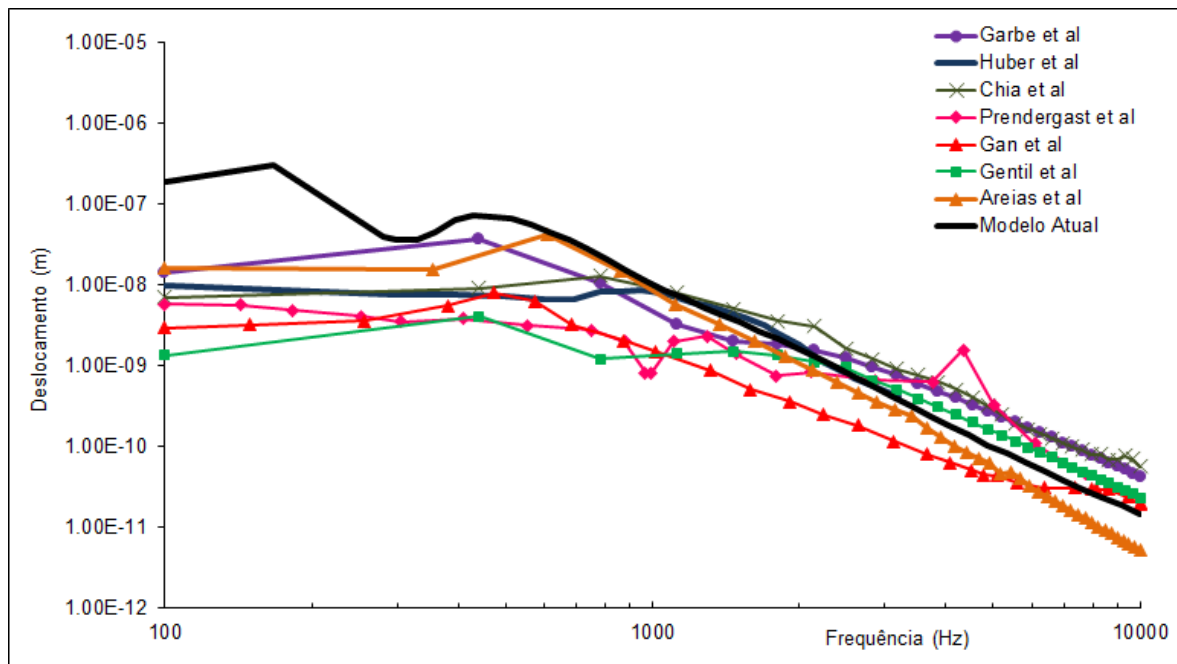


Figura 5.8: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 80 dB SPL.

90 dB SPL

Fazendo incidir sobre a membrana timpânica um nível de pressão sonora de 90 dB SPL (0,632 Pa), os resultados dos deslocamentos da platina do estribo foram comparados com os trabalhos de Sun *et al.* [Sun & al, 2002], Gan *et al.* [Gan & al, 2004], Gentil *et al.* [Gentil, 2008], Areias [Areias, 2014], Gan *et al.* [Gan & al, 2007], e Garbe [Garbe 2010], conforme demonstrado na Figura 5.9.

Os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo obtidos com o presente modelo encontram-se no geral muito próximos dos deslocamentos obtidos pelos outros autores, apresentando-se ligeiramente mais elevados para as frequências baixas (sons graves).

Quando analisadas as frequências médias, observa-se que os resultados com o presente modelo se aproximam dos resultados de Areias [Areias, 2014], Gan *et al.* [Gan & al, 2004], Garbe [Garbe 2010] e Gan *et al.* [Gan & al, 2007].

Quando analisado as frequências altas, a tendência é os resultados do presente modelo aproximarem-se dos resultados de Areias [Areias, 2014], Gentil [Gentil, 2009] e Sun *et al.* [Sun & al, 2002].

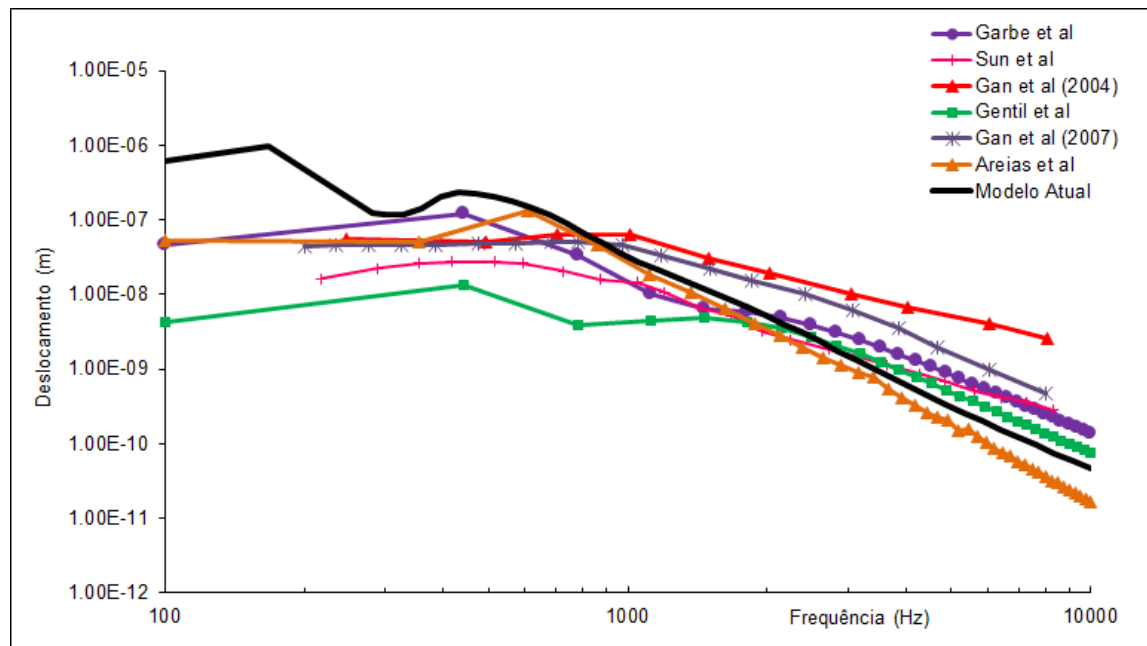


Figura 5.9: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 90 dB SPL.

105 dB SPL

A Figura 5.10 apresenta os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para um nível de pressão sonora de 105 dB SPL comparando com os resultados obtidos por outros autores [Garbe, 2010], [Gentil, 2008], [Areias, 2014] e [Kurokawa & al, 1995].

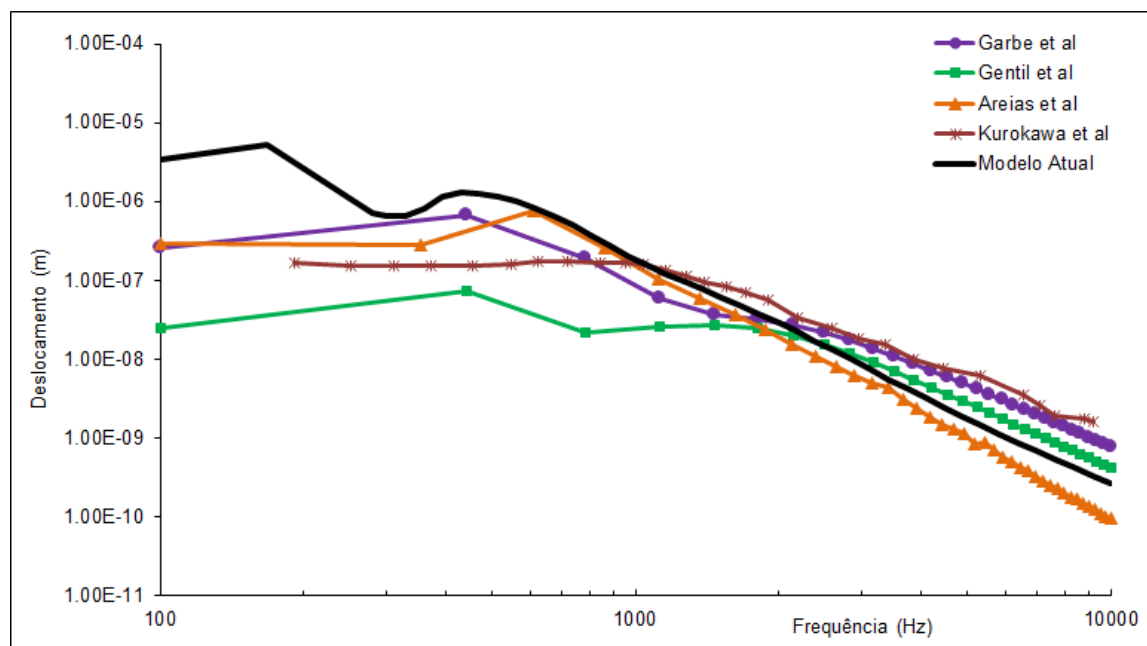


Figura 5.10: Deslocamentos ao nível da platina do estribo para um estímulo acústico de 105 dB SPL.

Os resultados do presente modelo apresentam-se ligeiramente maiores quando analisadas as frequências referentes aos sons graves. No geral, para as frequências médias e agudas os resultados com o presente modelo apresentam-se próximos aos resultados dos outros autores, destacando-se a proximidade aos resultados de Garbe [Garbe, 2010] e Areias [Areias, 2014].

Quando comparados os resultados com o presente modelo aos resultados de Kurokawa *et al.* [Kurokawa & al, 1995], nota-se que os resultados estão próximos, apresentando-se ligeiramente superiores para as frequências graves e médias e ligeiramente inferiores para as frequências altas.

5.4 Análise dos deslocamentos da membrana basilar

Os deslocamentos da membrana basilar foram calculados através da distância da base para o ápice, para o nível de pressão sonora de 90 dB SPL. Foram analisadas as frequências que variaram de 400 Hz a 10 kHz.

Conforme já relatado anteriormente, a membrana basilar foi considerada com propriedades em que a rigidez da mesma varia ao longo do comprimento da base para o ápice. A parte da membrana basilar localizada na base da cóclea é mais rígida do que a parte localizada no ápice, ou seja, a rigidez ou o módulo de Young da membrana basilar foi sendo reduzida gradativamente da base para a porção média e até o ápice.

Na Figura 5.11, observa-se que existe uma proporcionalidade destes deslocamentos, sendo que quanto maior a frequência analisada, menores são os deslocamentos obtidos na membrana basilar, entretanto maior é a amplitude dos deslocamentos da membrana basilar da base para o ápice.

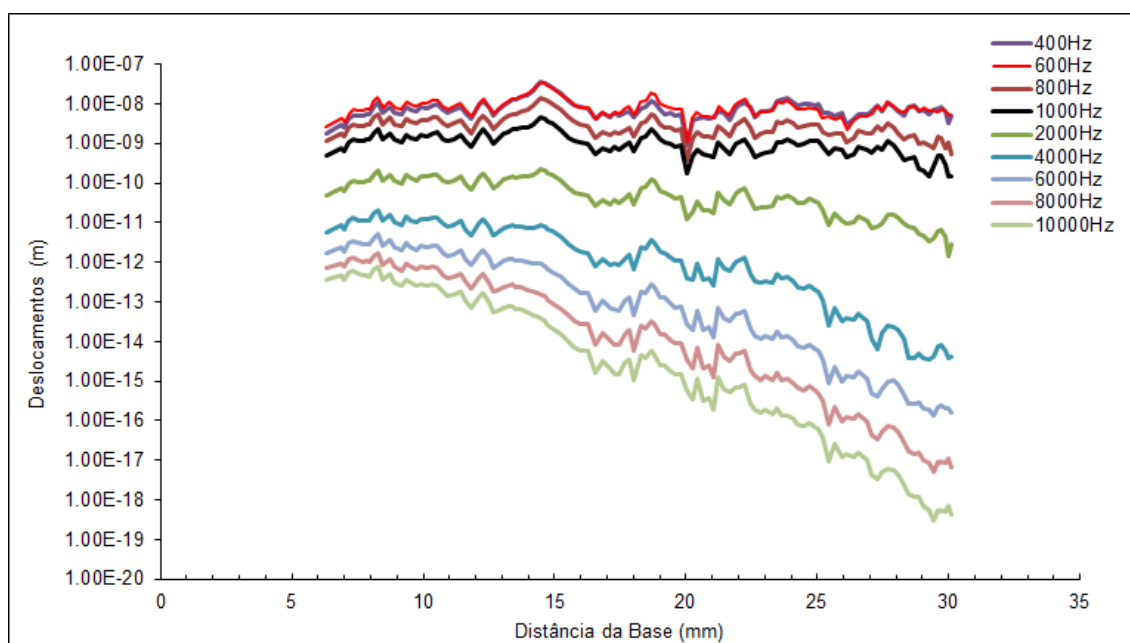


Figura 5.11: Deslocamentos para diferentes frequências ao longo do comprimento da membrana basilar.

Quando observadas as frequências altas, existe uma maior movimentação da membrana basilar na parte que se refere às proximidades da base, demonstrando assim, uma correlação com o ouvido humano.

O mesmo pode ser observado na Figura 5.12, onde a figura que representa os 300 Hz (som grave) apresenta os maiores deslocamentos a partir do meio para o ápice da membrana basilar. A figura que representa os 2 kHz apresenta os maiores deslocamentos do meio para a base da membrana basilar e a figura que representa 10kHz apresenta os maiores deslocamentos próximos da base da membrana basilar.

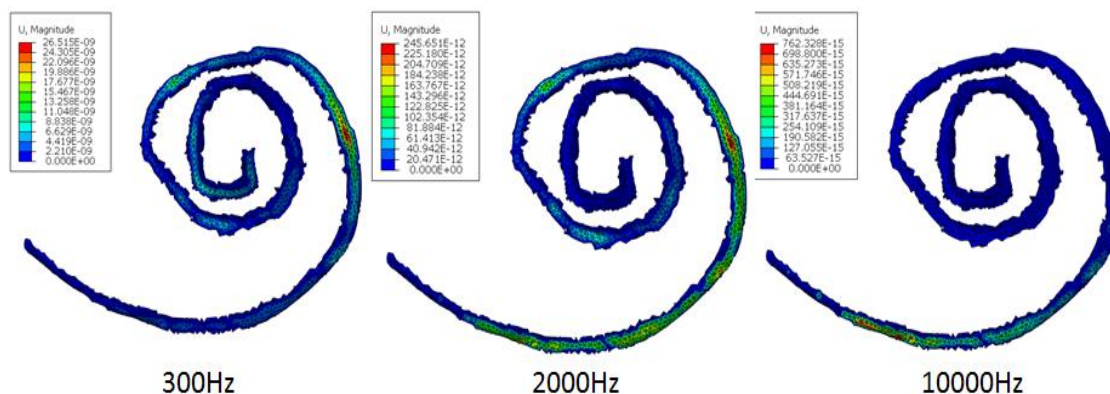


Figura 5.12: Deslocamentos da membrana basilar.

Os resultados dos deslocamentos da membrana basilar para o presente modelo foram então comparados com os resultados de outro autor [Gan, 2007], para um nível de pressão sonora de 90 dB SPL (0,632 Pa) aplicado sobre a membrana timpânica.

Os deslocamentos obtidos com o presente modelo para toda a gama de frequências, tanto as graves, médias como as agudas, encontram-se quase na totalidade com amplitude inferior aos resultados obtidos por Gan [Gan, 2007]. Provavelmente, essas diferenças ocorrem em função das diferenças no modelo geométrico adotado, sendo que Gan considerou a utilização de elementos de fluido na malha de elementos finitos e no modelo atual foram utilizados elementos acústicos na malha de elementos finitos para a simulação do fluido das cavidades cocleares.

A seguir serão apresentados quatro gráficos (Figura 5.13, Figura 5.14, Figura 5.15 e Figura 5.16) onde se podem verificar os deslocamentos da membrana basilar para a frequência de 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz e 10 kHz, respetivamente em função da distância da base da mesma.

No primeiro gráfico (Figura 5.13) referente aos deslocamentos ao longo da membrana basilar para 4 kHz, observa-se que os resultados com o presente modelo se encontram próximos dos resultados de Gan [Gan, 2007]. Quando observados os resultados para 6 kHz (Figura 5.14), 8 kHz (Figura 5.15) e 10 kHz (Figura 5.16), também é possível observar uma grande

concordância nos resultados, demonstrando inclusive a mesma inclinação para menores deslocamentos ao longo da membrana basilar.

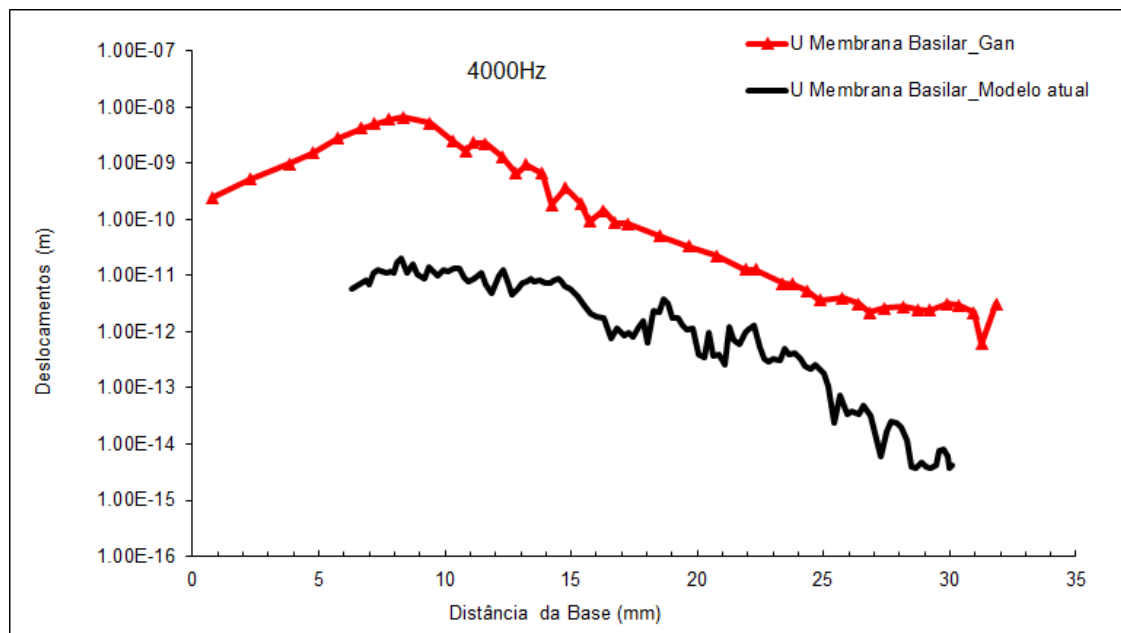


Figura 5.13: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 4 kHz.

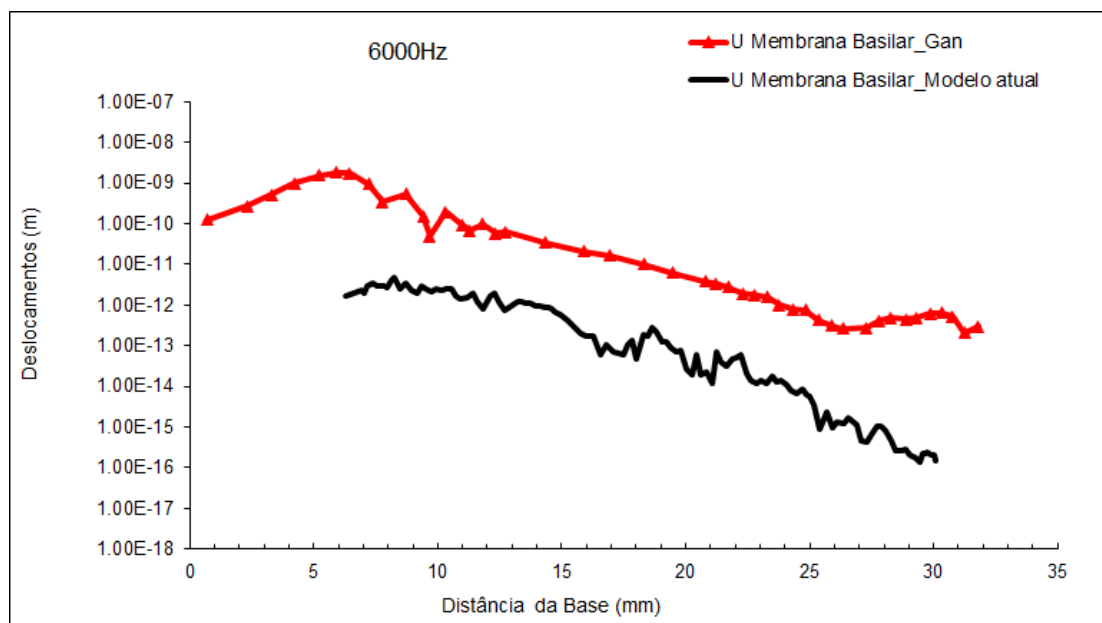


Figura 5.14: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 6 kHz.

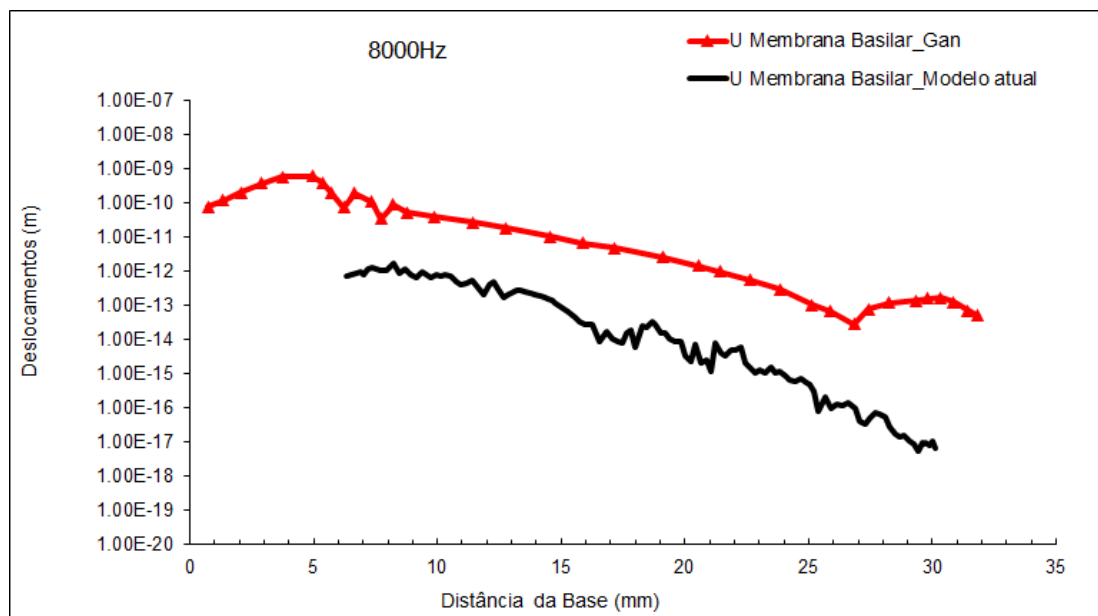


Figura 5.15: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 8 kHz.

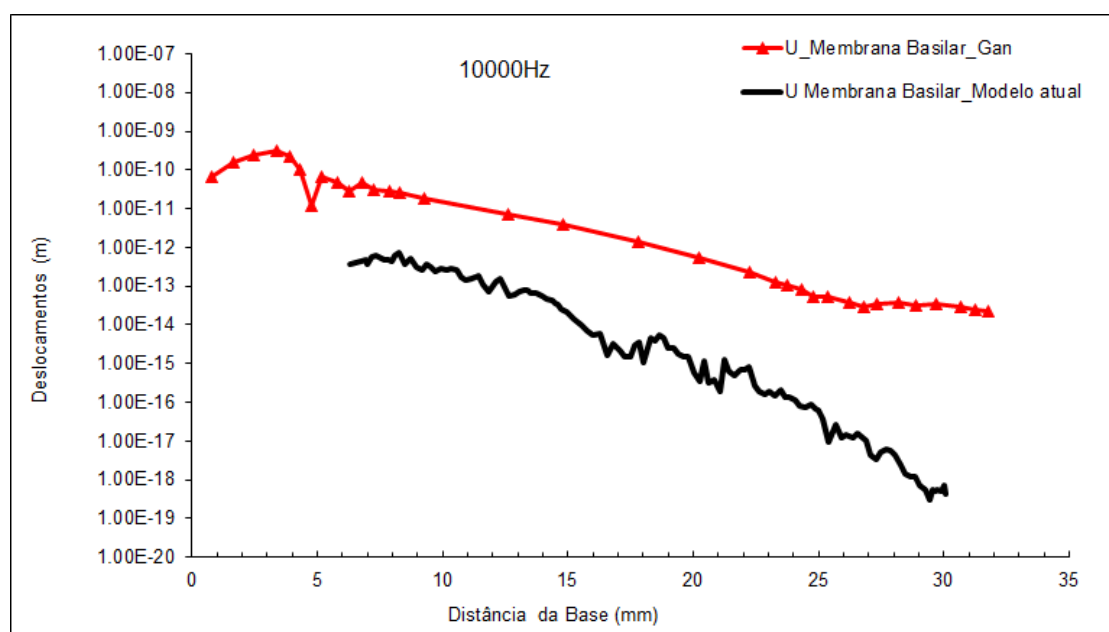


Figura 5.16: Deslocamentos ao longo da membrana basilar para 10 kHz.

Observa-se, no geral, que conforme se aumenta a frequência, os deslocamentos máximos da membrana basilar apresentam-se mais próximos da zona junto à base. Este fenómeno é básico para o correto funcionamento do ouvido interno para assim conseguir realizar a correta caracterização da frequência do som.

5.5 Análise das pressões acústicas na escala vestibular

As pressões acústicas na escala vestibular foram calculadas através da escolha de 5 pontos que foram caracterizados pela distância que cada um deles estava ao longo da própria escala vestibular, são eles: um ponto referente à base, um ponto localizado entre a base e o meio, um ponto referente ao meio da escala vestibular, um ponto localizado entre o meio e o ápice e, por fim, um ponto referente ao ápice da escala vestibular.

Foram analisadas as pressões acústicas para o nível de pressão sonora de 90 dB SPL para uma gama de frequências que variaram de 300 Hz a 10 kHz e estes resultados foram comparados aos resultados de outro autor presente na literatura [Gan, 2007].

Na Figura 5.17 observa-se que as maiores pressões são destacadas no ponto referente à base seguindo do ponto entre a base e o meio. Para os outros pontos ao longo da escala vestibular as pressões são praticamente todas as mesmas, o que também foi possível observar nos resultados de Gan [Gan, 2007]. Destaca-se também que os picos de pressão ao longo da frequência aparecem nas frequências graves, principalmente na zona considerada audível (entre os 500 Hz e 600 Hz).

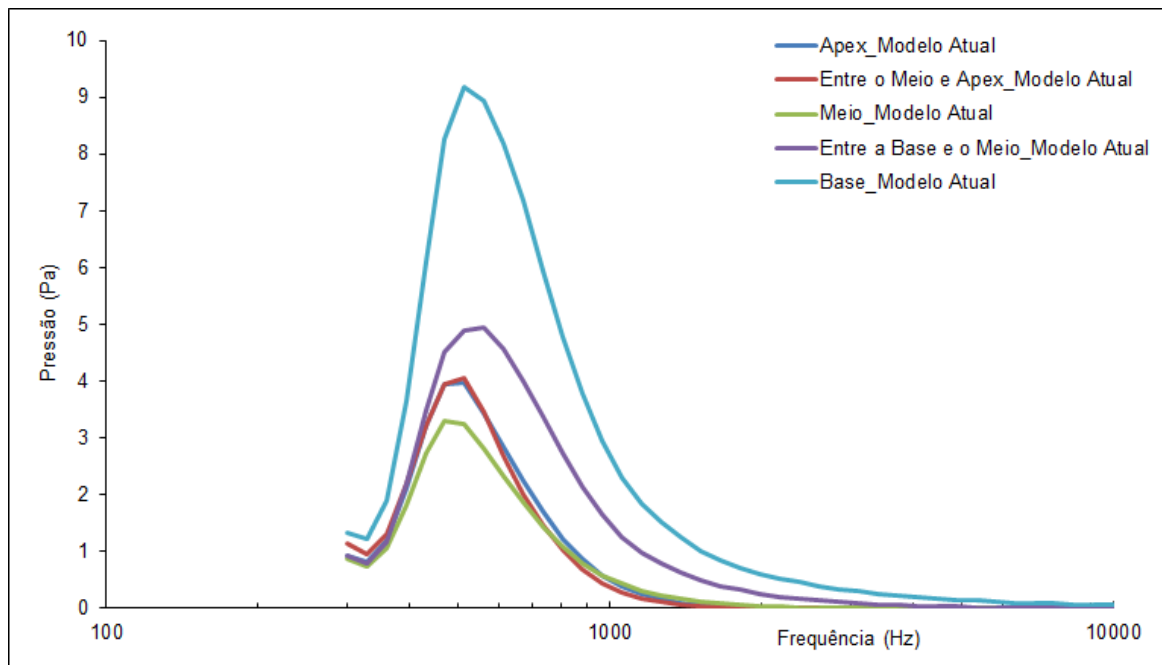


Figura 5.17: Pressões na escala vestibular.

A Figura 5.18 apresenta de forma visual a análise das pressões acústicas presentes na cavidade da escala vestibular e timpânica, onde se observam as pressões referentes às

frequências de 300 Hz, 2 kHz e 10kHz. Observa-se, da mesma forma que foi possível verificar no gráfico da Figura 5.17, que as maiores pressões estão localizadas junto à base e diminuem ao longo de toda a escala vestibular.

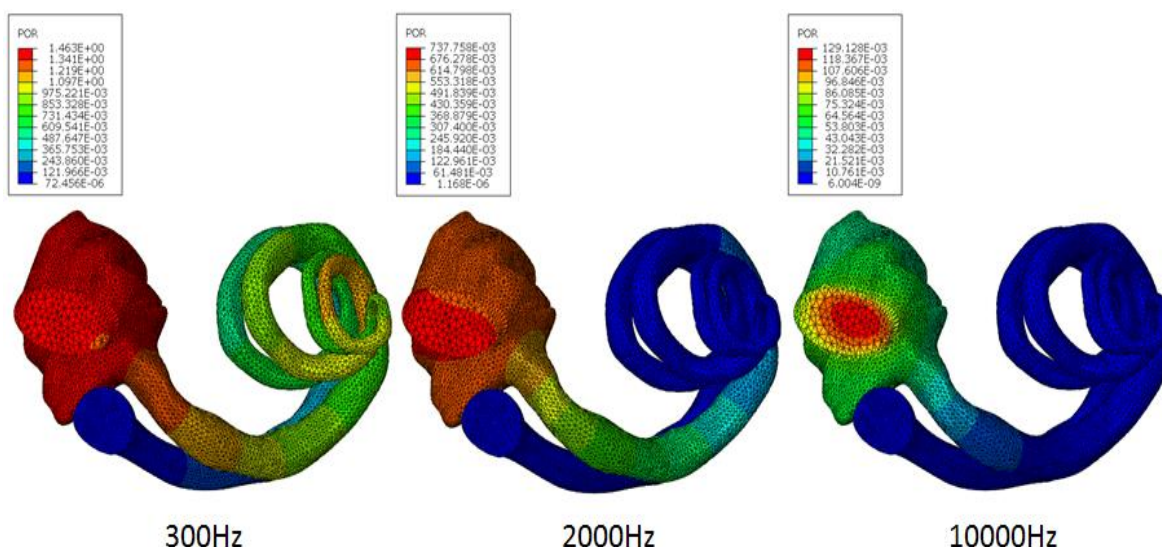


Figura 5.18: Análise da pressão acústica presente na cavidade da escala vestibular e timpânica.

Posteriormente foi possível comparar esses resultados das pressões acústicas na escala vestibular com os resultados de Gan [Gan, 2007].

Verifica-se (Figura 5.19, Figura 5.20, Figura 5.21, Figura 5.22 e Figura 5.23) que os resultados apresentados com o presente modelo se encontram comparáveis aos resultados de Gan [Gan, 2007], destacando que os picos de pressão de Gan ocorrem aproximadamente entre os 900 Hz e os 2 kHz, enquanto que no presente modelo os picos de pressão são vistos entre os 500 Hz e 600 Hz. Algumas diferenças ocorrem devido às diferenças nos modelos computacionais adotados no presente modelo e no modelo numérico de Gan [Gan, 2007], destacando que no presente modelo considera-se a cóclea no formato espiral (caracol) enquanto que Gan [Gan, 2007] em seu estudo considerou a cóclea descrita em forma linear.

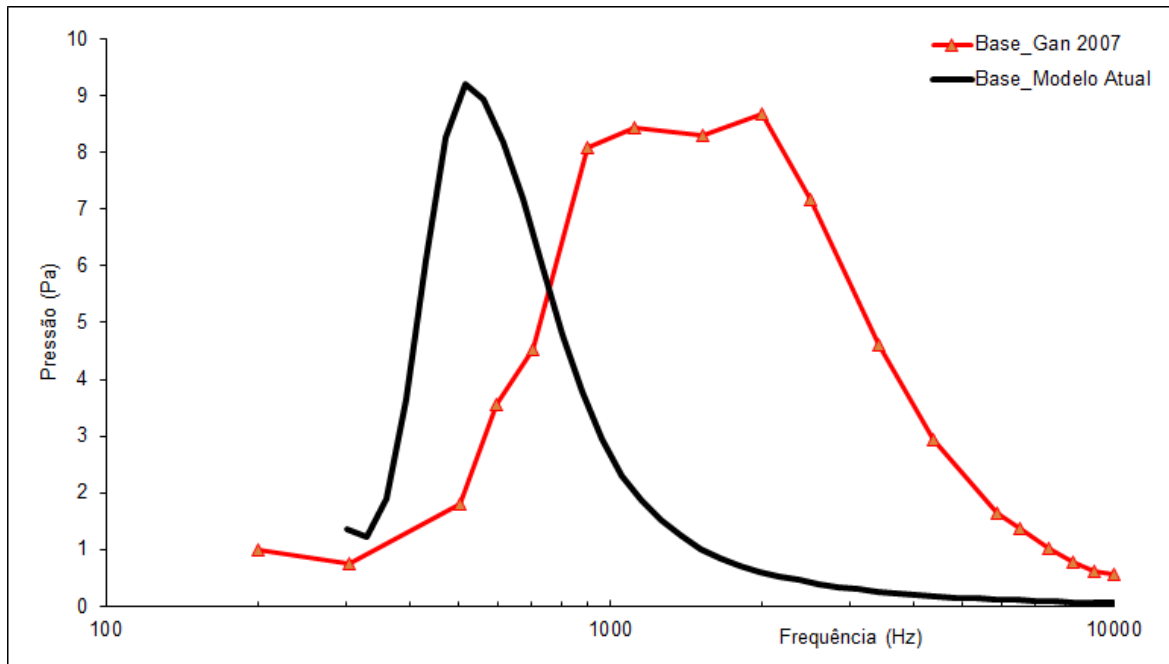


Figura 5.19: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado próximo a base da cóclea.

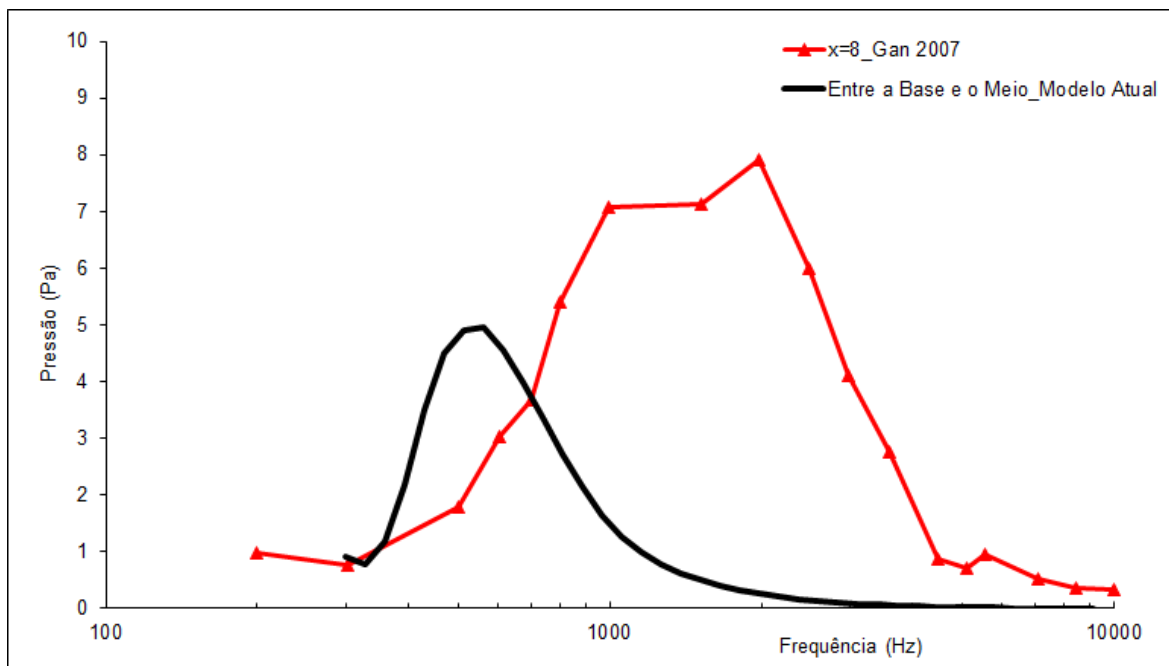


Figura 5.20: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado entre a base e o meio da cóclea.

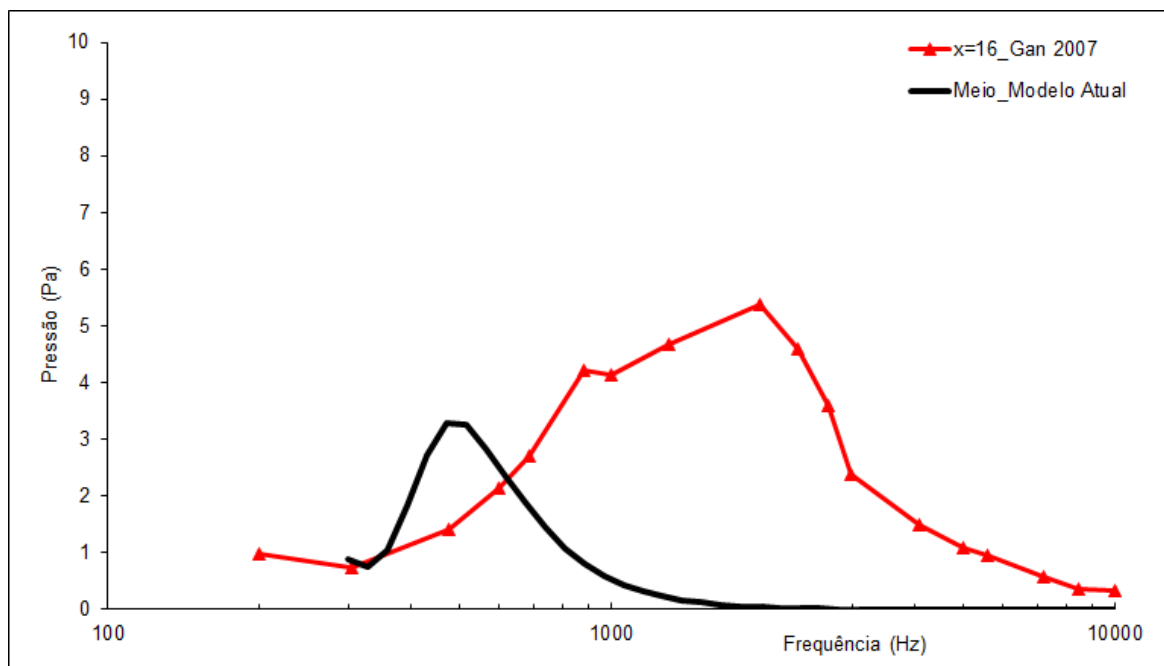


Figura 5.21: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado próximo ao meio da cóclea.

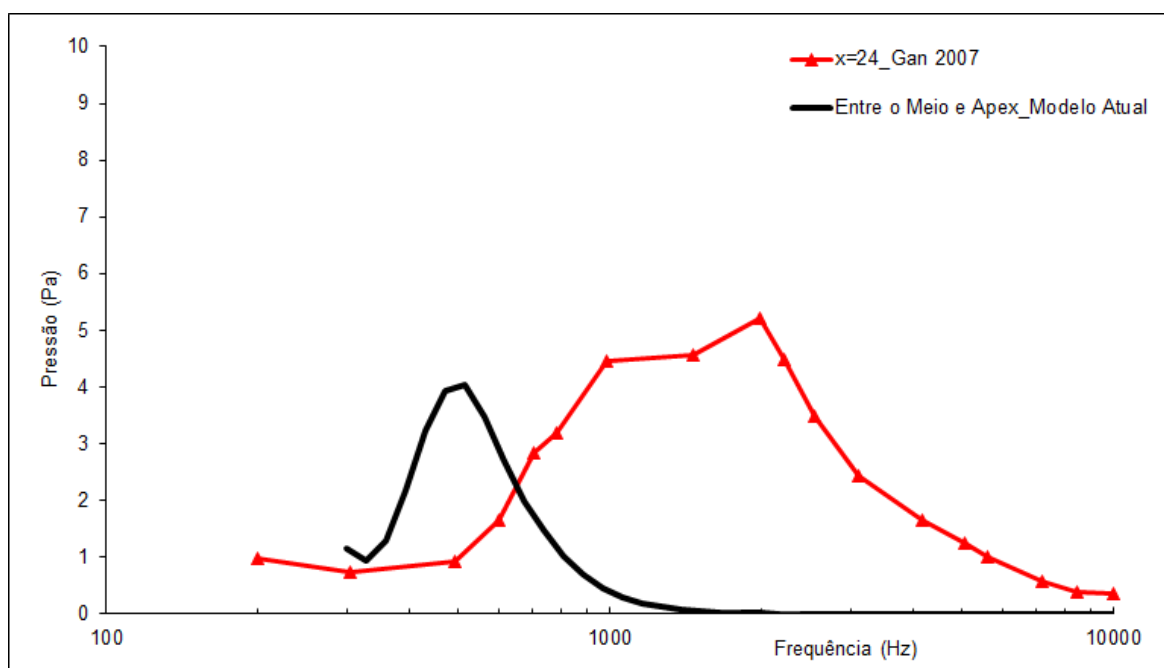


Figura 5.22: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado entre o meio e o ápice da cóclea.

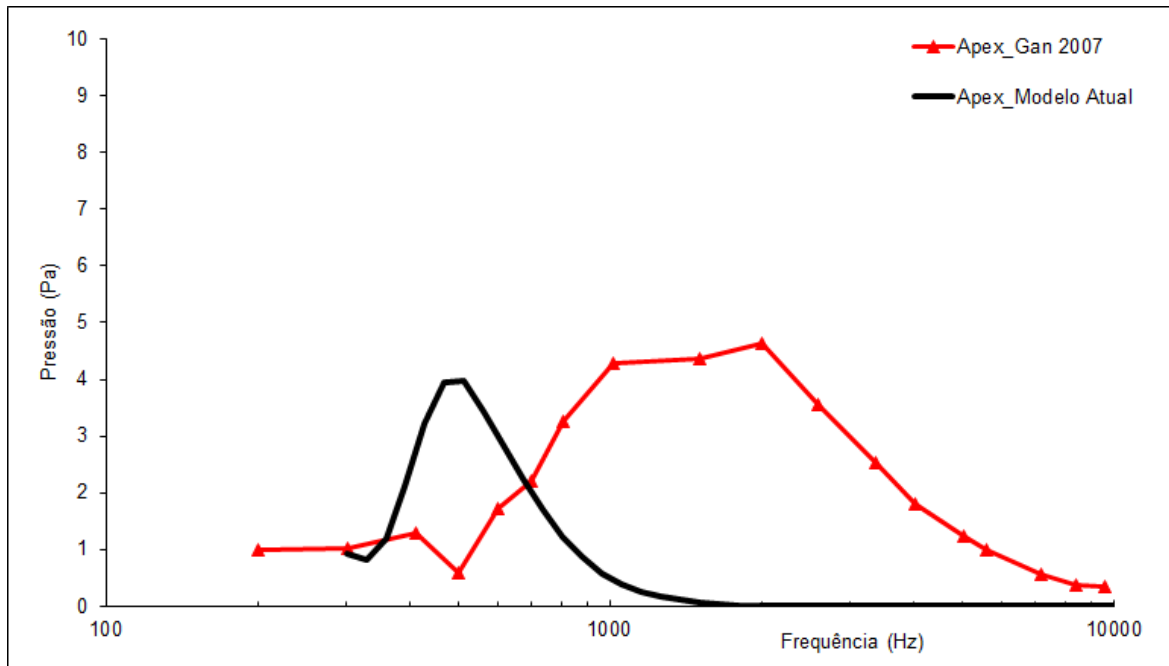


Figura 5.23: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea.

Tendo-se procedido essas análises com o ouvido médio e interno considerado normal, foram efetuadas simulações do comportamento do ouvido com a presença de três patologias: perfuração timpânica, miringosclerose e otosclerose.

5.6 Resultados da simulação de perfuração timpânica

Considerando uma pressão acústica de 90 dB SPL aplicada sobre a membrana timpânica, foi feito um estudo dinâmico, relativamente ao deslocamento obtido no umbo (parte central da membrana timpânica) e na parte central da platina do estribo, numa gama de frequências compreendida entre 100 Hz e 10 kHz. Os resultados obtidos foram comparados com o modelo representativo do ouvido normal.

Na Figura 5.24 é possível verificar os deslocamentos obtidos no umbo, comparando o modelo representativo do ouvido normal com uma perfuração de calibre pequeno (2 mm) e uma perfuração de calibre grande (7 mm).

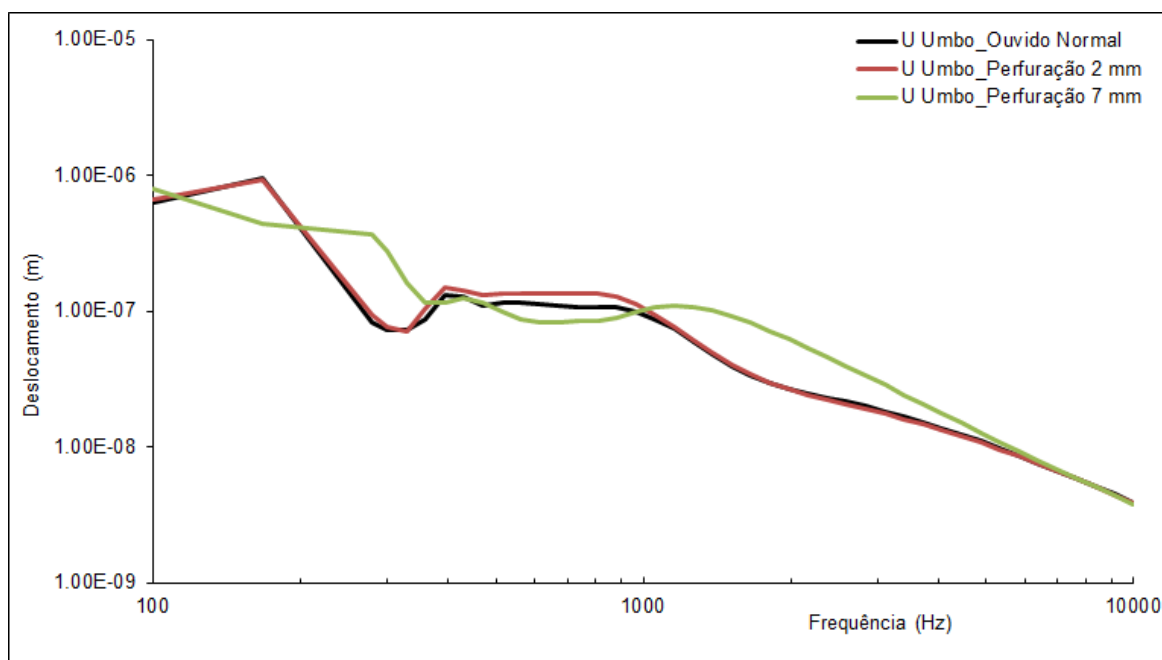


Figura 5.24: Deslocamentos do umbo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.

Observa-se que para a perfuração pequena não existem diferenças significativas ao longo de toda a gama de frequências, mas relativamente à perfuração grande, é possível notar algumas diferenças dos deslocamentos do umbo, onde os deslocamentos aparecem por vezes com amplitude inferior e por vezes com amplitude superior aos do ouvido normal. Essa diferenciação na movimentação do umbo ocorre provavelmente pelo facto de que a parte da membrana timpânica relativamente ligada as perfurações estar com a fronteira completamente livre.

Relativamente aos deslocamentos de um ponto central da platina do estribo (Figura 5.25), conforme era esperando, não é possível notar diferenças significativas para os deslocamentos obtidos com ouvido normal e com modelo considerando a perfuração de 2 mm. Os resultados referentes à simulação com a presença de uma perfuração grande encontram-se ligeiramente inferiores aos outros resultados.

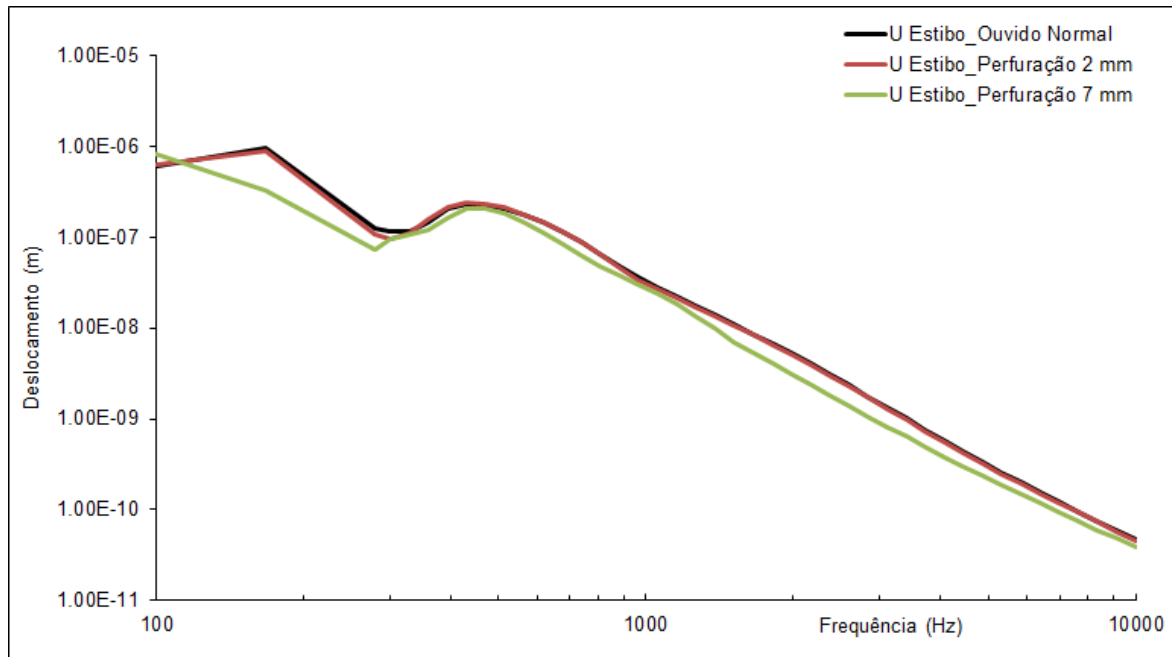


Figura 5.25: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelos com perfurações de diferentes tamanhos.

Realizaram-se também as comparações referentes às pressões acústicas ao nível da escala vestibular, onde foi possível verificar nas Figura 5.26, Figura 5.27 e Figura 5.28 que não existem diferenças de pressões para o ouvido considerado normal com o ouvido na presença de uma perfuração pequena de 2 mm.

Relativamente à simulação da perfuração de 7 mm, nota-se que as pressões acústicas na escala vestibular, apresentam-se ligeiramente superiores quando comparadas com o ouvido normal, nomeadamente ao que se refere entre os 300 Hz e 500 Hz.

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

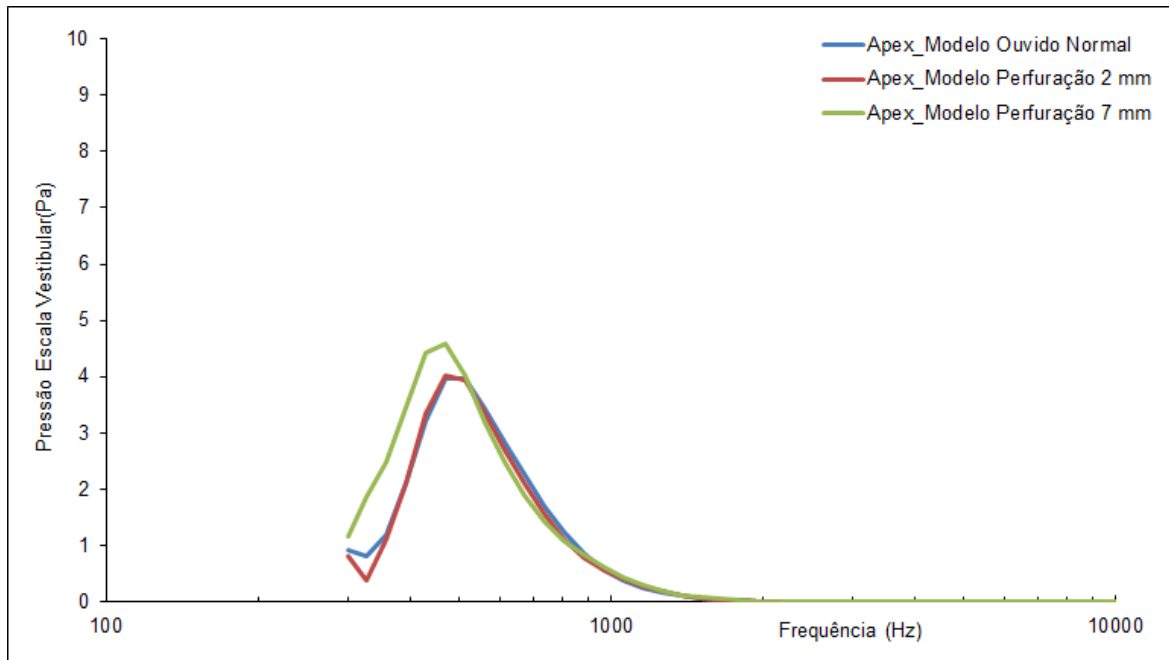


Figura 5.26: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.

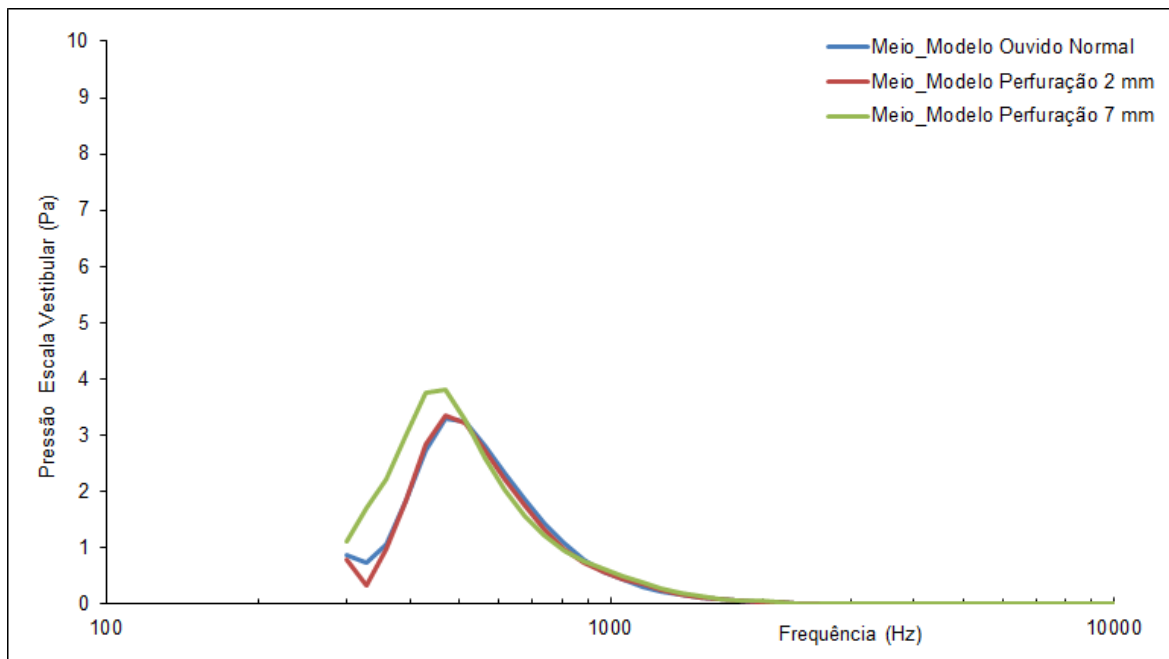


Figura 5.27: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.

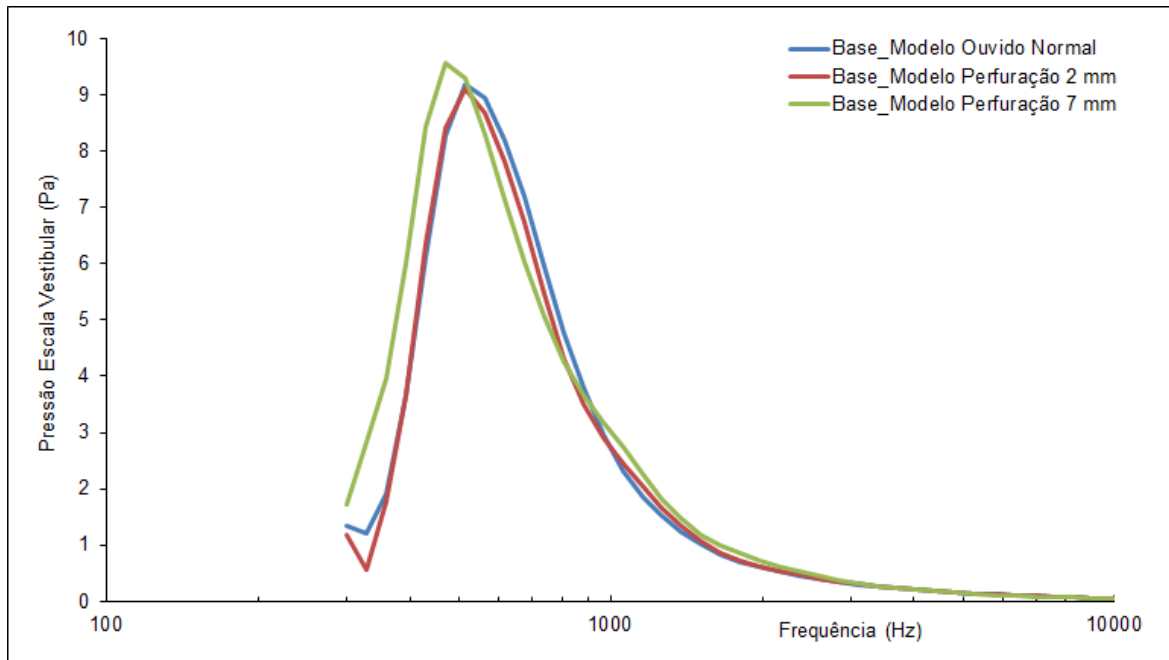


Figura 5.28: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações de diferentes tamanhos.

Em seguida, foram efetuadas quatro simulações de perfurações, localizadas desta vez uma em cada um dos quadrantes da *pars tensa* da membrana timpânica.

Considerando um nível de pressão sonora de 90 dB SPL aplicado sobre a membrana timpânica, foi feito um estudo dinâmico, relativamente ao deslocamento do umbo, deslocamentos da parte central da platina do estribo e pressões ao longo da escala vestibular, numa gama frequencial compreendida entre 100 Hz e 10 kHz.

Na Figura 5.29 é possível verificar os deslocamentos obtidos no umbo, comparando o modelo representativo do ouvido normal com uma perfuração de igual calibre (2 mm) nos diferentes quadrantes.

Observa-se que não existem diferenças significativas referentes aos deslocamentos do umbo, com exceção dos resultados onde a perfuração timpânica estava localizada no quadrante pósterio-inferior, onde os resultados se apresentam com amplitude inferior entre as frequências 300 Hz e 1 kHz.

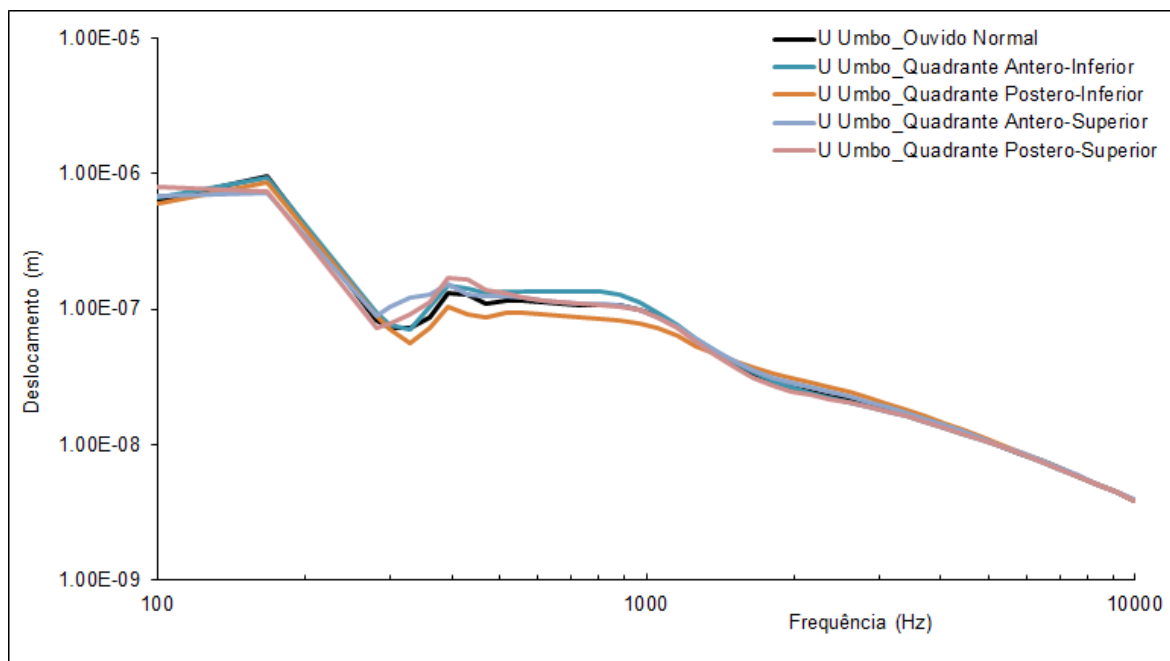


Figura 5.29: Deslocamentos do umbo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.

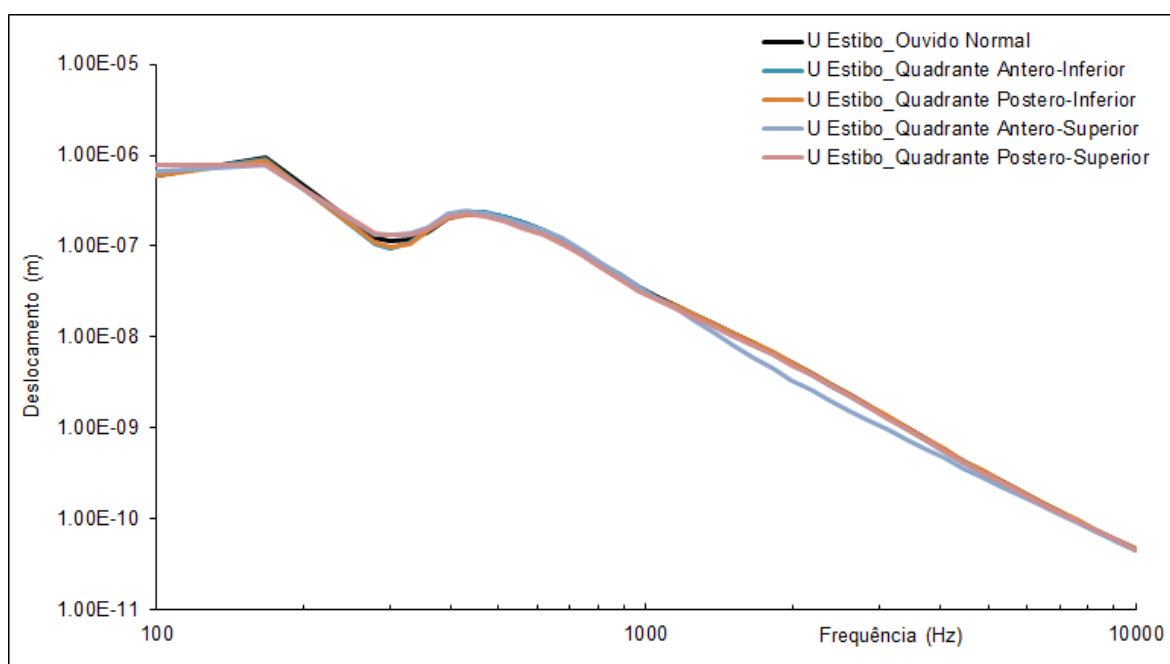


Figura 5.30: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para 90dB SPL comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.

A seguir foi realizado o mesmo estudo, tendo obtido os resultados dos deslocamentos de um ponto central da platina do estribo (Figura 5.30), e devido às perfurações serem de calibre

pequeno, não existem diferenças nos resultados com o ouvido normal quando comparados com o ouvido patológico.

O procedimento seguinte consistiu em analisar os resultados das pressões na escala vestibular referente ao mesmo estudo.

Nas figuras que se seguem, Figura 5.31, Figura 5.32 e Figura 5.33 é possível verificar as pressões obtidas ao longo da escala vestibular para a gama frequencial compreendida entre os 300 Hz e os 10 kHz, para um ponto localizado no ápice ou no meio ou na base da cóclea, respetivamente, comparados com o ouvido normal.

Nota-se que as diferenças de pressões não são significativas ao que se refere ao ponto localizado no ápice (Figura 5.31) e ao ponto localizado no meio da cóclea (Figura 5.32).

As diferenças mais significativas aparecem no gráfico referente ao ponto localizado na base da cóclea (Figura 5.33), onde as pressões obtidas relativamente à perfuração localizada no quadrante ântero-superior e a perfuração localizada no quadrante pósterio-superior apresentam-se com amplitude inferior para as frequências entre os 400 Hz e os 700 Hz, que são as frequências onde aparecem os picos de pressão.

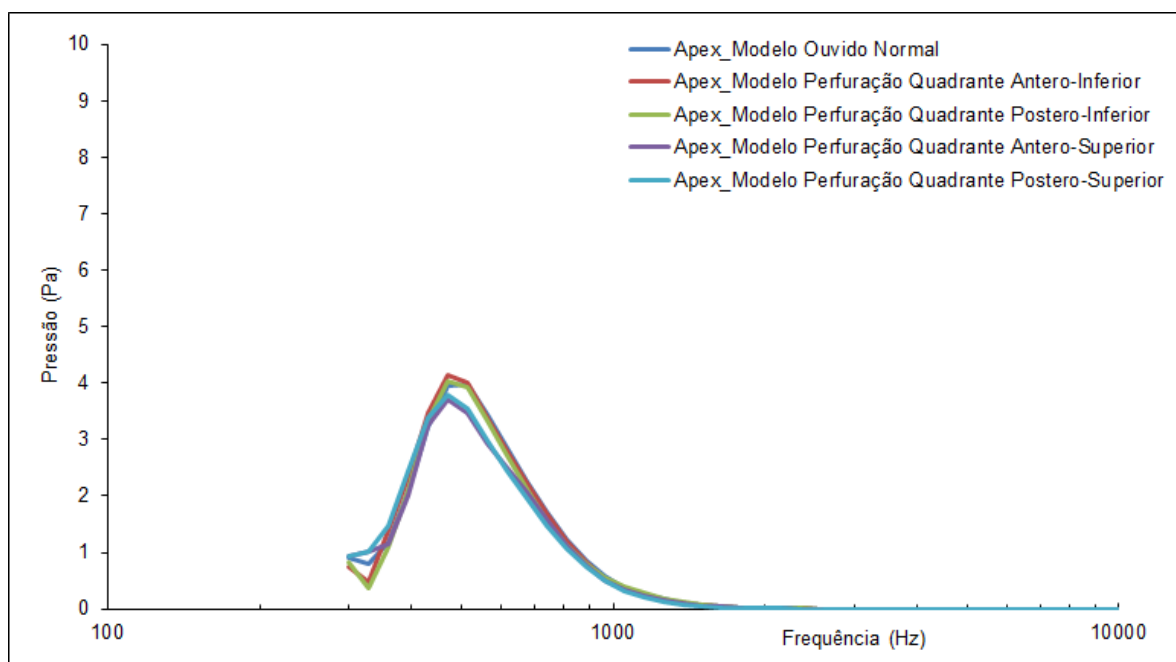


Figura 5.31: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.

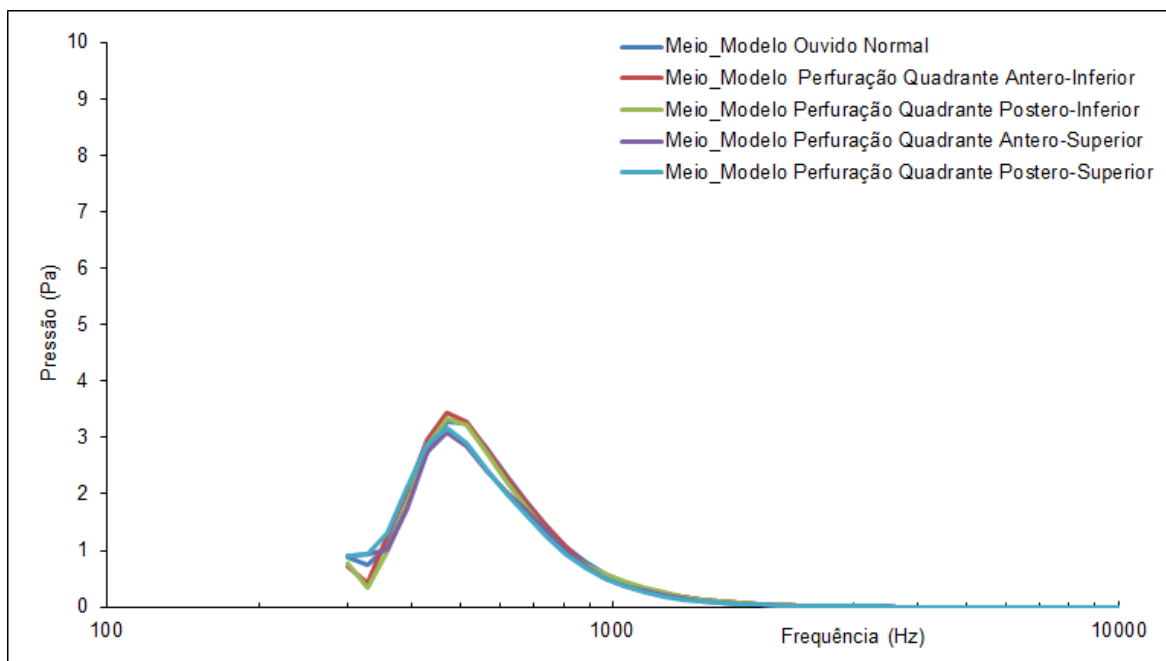


Figura 5.32: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o modelo do ouvido normal e modelo com perfurações localizadas em diferentes quadrantes.

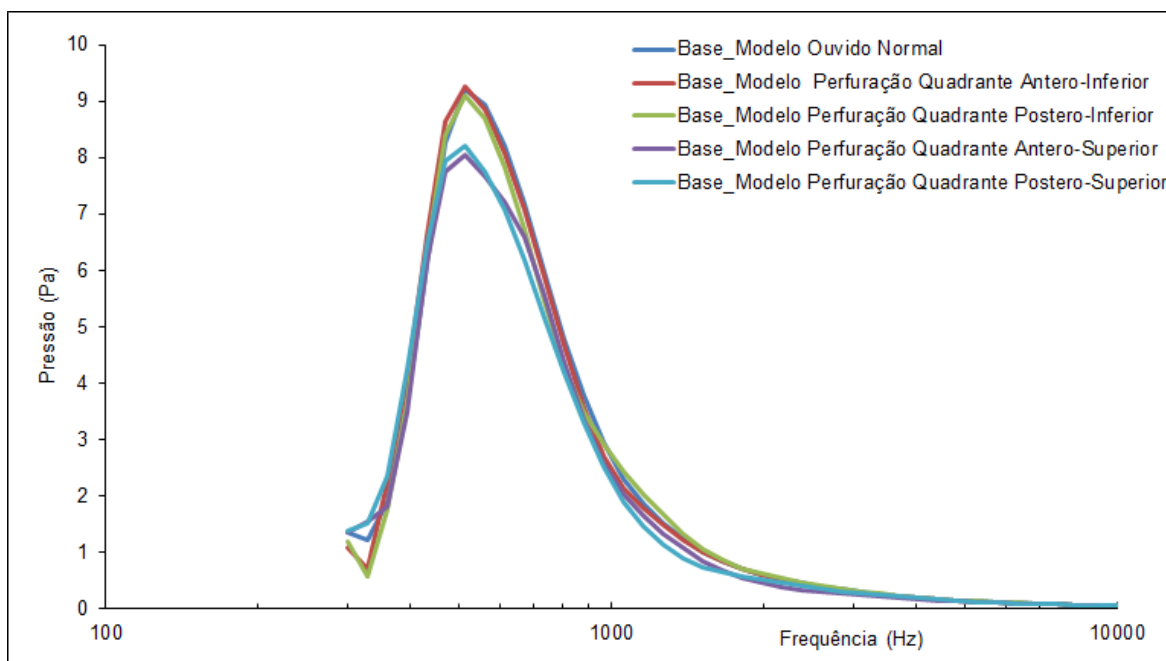


Figura 5.33: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea com comparação entre ouvido normal e perfurações em diferentes quadrantes.

5.7 Resultados da simulação de miringosclerose

Aplicou-se sobre a membrana timpânica uma pressão acústica de 90 dB SPL e realizou-se um estudo dinâmico, numa gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz. Foram obtidos os deslocamentos ao nível do umbo e da parte central da platina do estribo para os diferentes modelos. Foram também obtidas as pressões ao longo da escala vestibular. Os resultados obtidos para diferentes configurações de miringosclerose foram comparados com o modelo representativo do ouvido normal.

Em primeiro lugar, foram realizadas comparações de acordo com a concentração de hidroxiapatite na placa de miringosclerose. Nesta análise, a placa de miringosclerose foi considerada com cerca de 7 mm, ocupando praticamente os quadrantes inferiores da *pars tensa*.

Na Figura 5.34 é possível verificar a comparação entre os deslocamentos obtidos ao nível do umbo no modelo representativo do ouvido normal e considerando a membrana com a placa de miringosclerose.

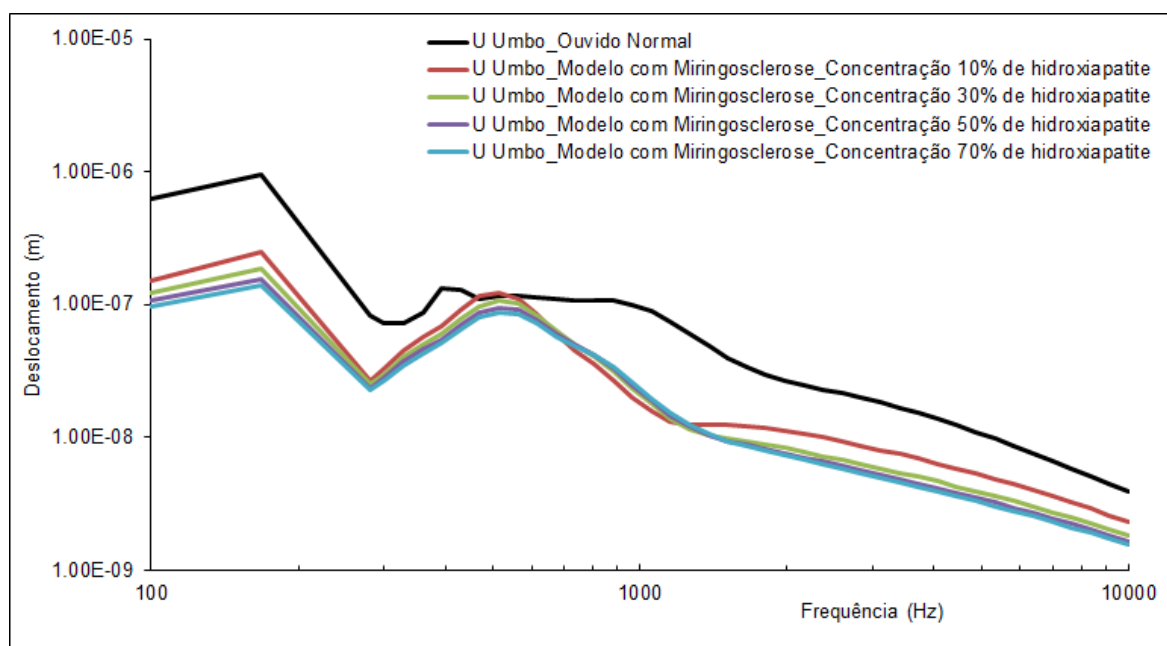


Figura 5.34: Deslocamentos do umbo para diferentes concentrações de hidroxiapatite nas placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

Verifica-se que ao longo de toda a gama frequencial, os deslocamentos diminuem com o aumento de rigidez aplicada na simulação da miringosclerose, entretanto poucas são as diferenças quando analisadas as diferentes concentrações de hidroxiapatite nas placas de

miringosclerose. Nota-se que existe uma pequena diferença entre os 10% de concentração de hidroxiapatite com relação aos 30 % de concentração de hidroxiapatite, mas a partir desta percentagem, não existem diferenças com o aumento da concentração da mesma.

O mesmo procedimento foi efetuado na comparação dos deslocamentos da parte central da platina do estribo (Figura 5.35). Em qualquer simulação de concentração de hidroxiapatite na placa da miringosclerose as maiores diferenças (menores deslocamentos) encontram-se para frequências graves e médias. Notam-se algumas diferenças nas frequências agudas (amplitude maior), entretanto não são significativas para os resultados dos deslocamentos ao nível da patina do estribo.

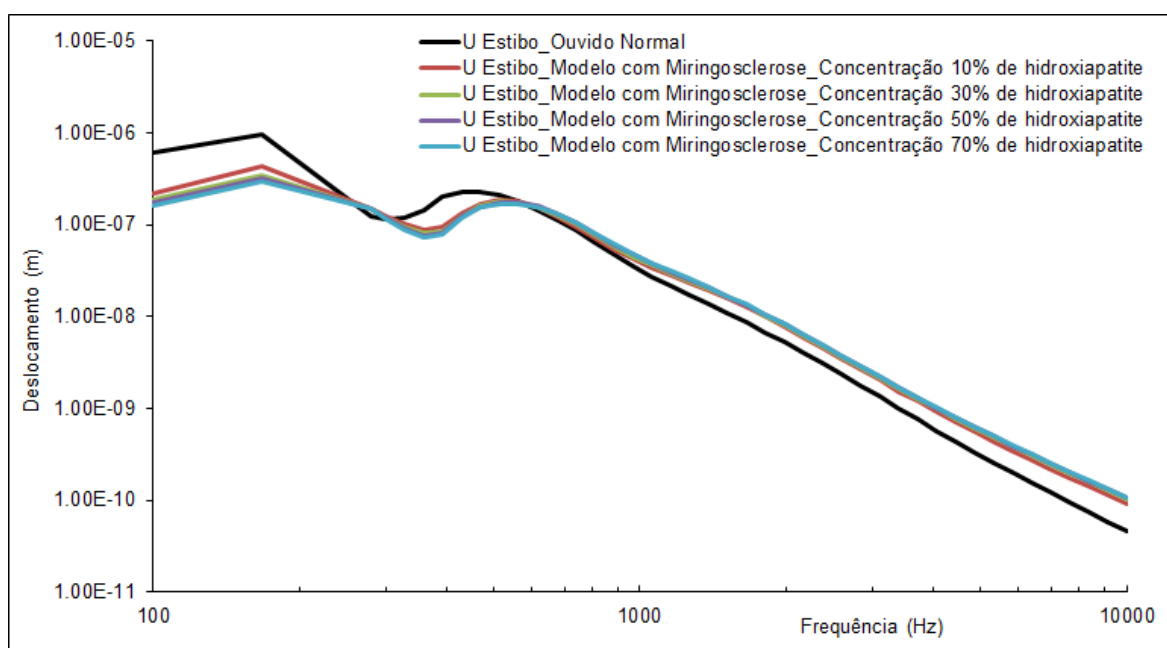


Figura 5.35: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes concentrações de hidroxiapatite nas placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

De seguida, foram analisados os resultados das pressões na escala vestibular (Figura 5.36, Figura 5.37 e Figura 5.38).

Qualquer simulação de concentração de hidroxiapatite na placa da miringosclerose apresenta pequenas diferenças (pressões mais baixas) entre os 300 Hz e os 600 Hz. Relativamente as frequências agudas, nenhuma diferença significativa pode ser observada. A partir destes resultados, é possível confirmar os dados clínicos que não associam a miringosclerose a grandes perdas auditivas, ou seja, os resultados de miringosclerose não provocam a nível do ouvido interno grandes alterações.

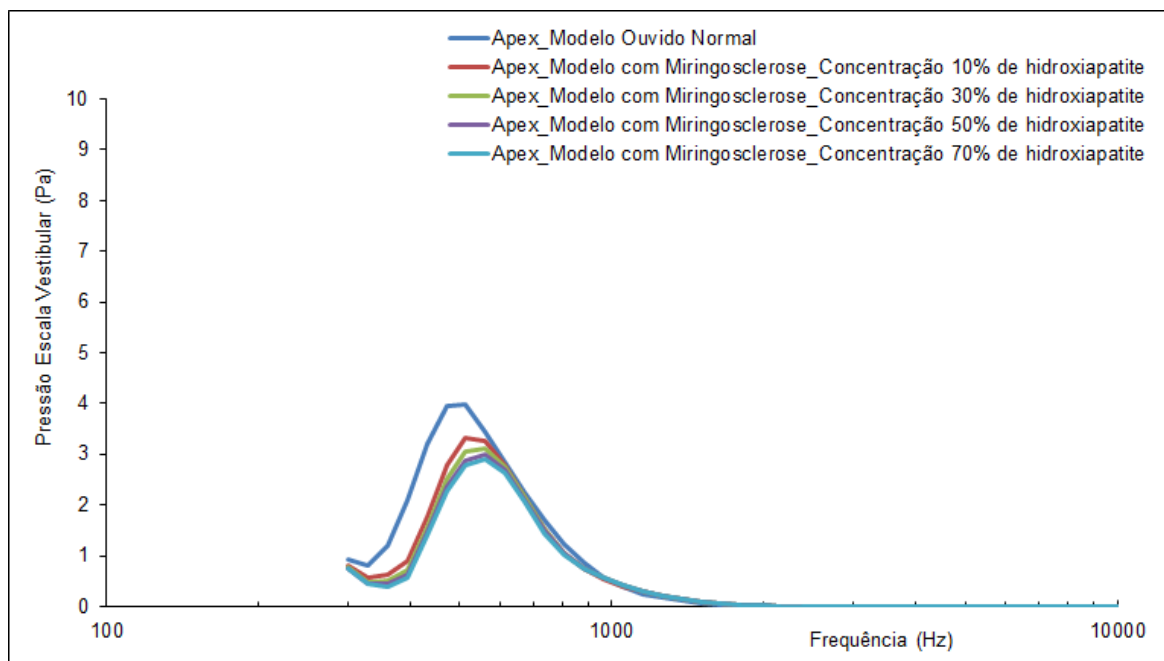


Figura 5.36: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.

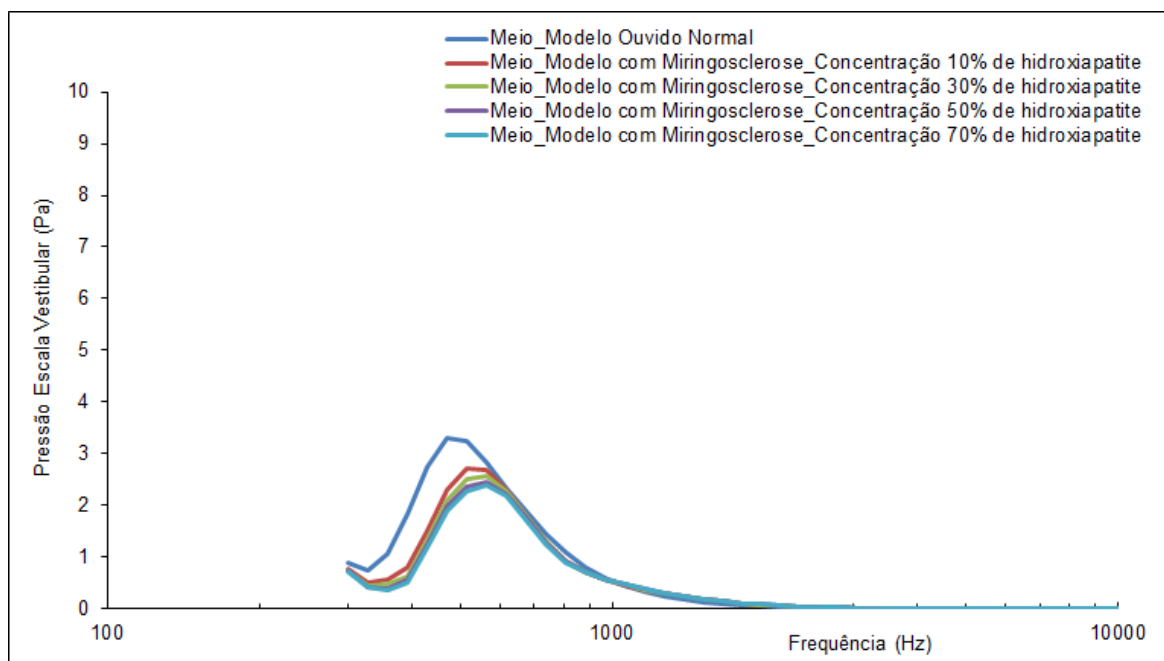


Figura 5.37: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.

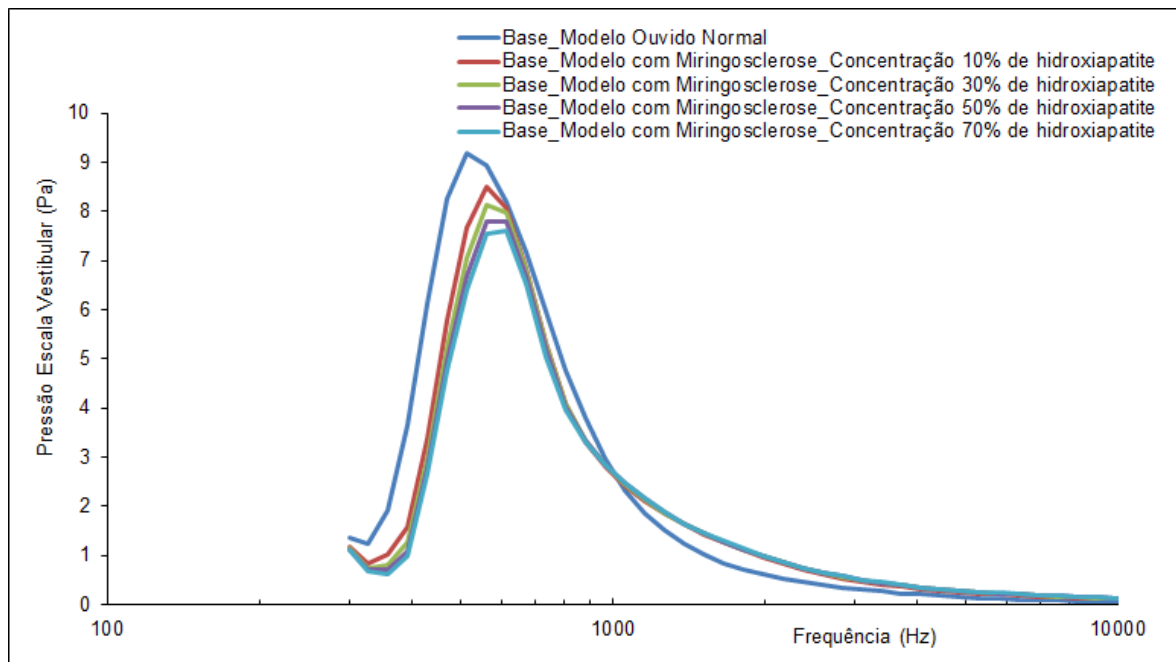


Figura 5.38: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose para diferentes níveis de concentração de hidroxiapatite.

Posteriormente, foram realizadas comparações de simulações de acordo com o tamanho das placas de miringosclerose.

Foram analisadas uma placa grande que ocupava os dois quadrantes inferiores, uma placa pequena que ocupou o quadrante pósterior inferior, uma placa central que ocupou a parte de fibras radiais da lâmina própria e uma placa total que ocupou a totalidade da lâmina própria da membrana timpânica. Para estas simulações foram consideradas as propriedades mecânicas que simulam a miringosclerose referentes a concentração de hidroxiapatite de 30%.

A Figura 5.39 apresenta os deslocamentos do umbo para diferentes tamanhos de placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal. É possível verificar que ao longo de toda a gama frequencial, os deslocamentos diminuem para a placa de miringosclerose grande, diminuem ainda mais para a placa de miringosclerose localizada na parte central e apresentam-se ainda menores quando a placa de miringosclerose é total. Os resultados referentes à placa de miringosclerose pequena não apresentam diferenças significativas.

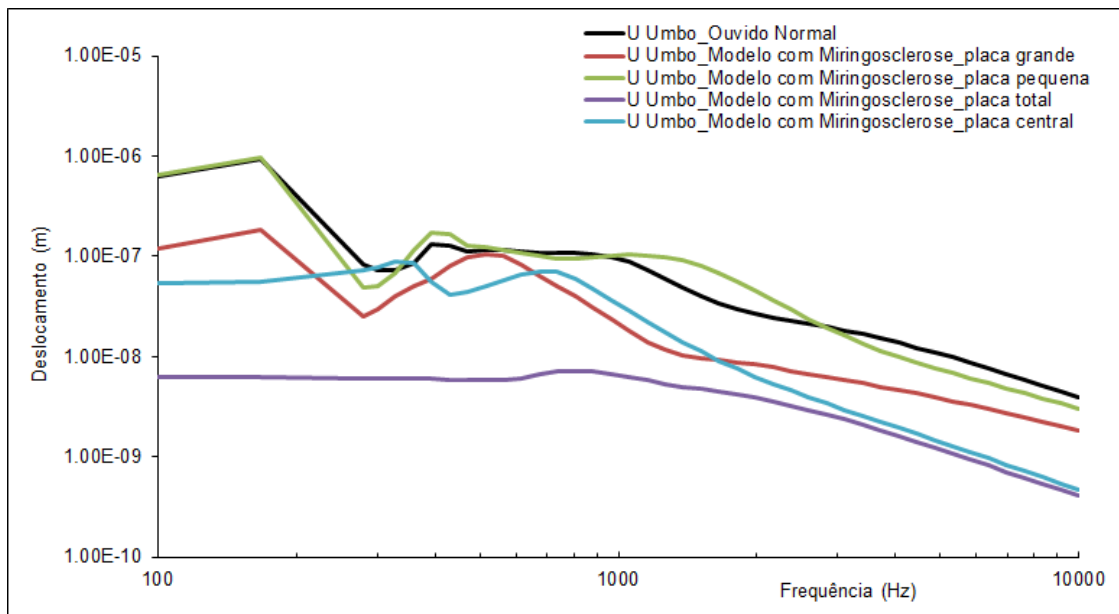


Figura 5.39: Deslocamentos do umbo para diferentes tamanhos de placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

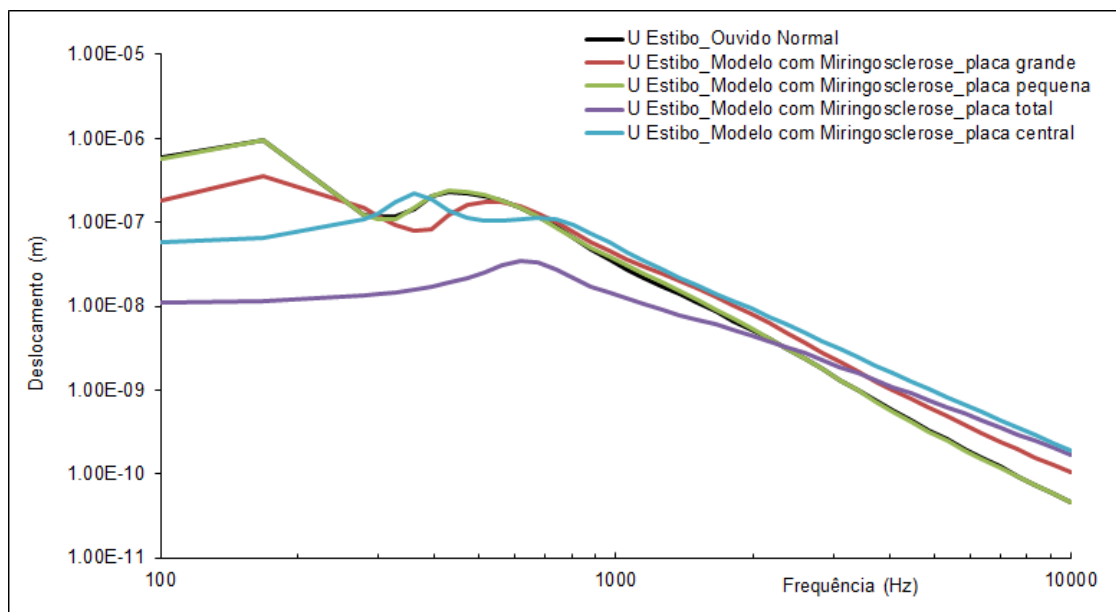


Figura 5.40: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes tamanhos de placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

Quando comparados os resultados dos deslocamentos da platina do estribo (Figura 5.40), observa-se que existe uma diminuição dos deslocamentos para as frequências graves e médias, quando analisada a placa de miringosclerose localizada na parte central da lâmina própria da membrana timpânica e principalmente quando observados os resultados da simulação com uma placa total. Para as frequências acima dos 2kHz, os resultados dos modelos com a presença de diferentes tamanhos nas placas de miringosclerose apresentam-

se ligeiramente superiores quando comparados ao modelo do ouvido normal. Sempre que a região da membrana timpânica for afetada por miringosclerose na zona do cabo do martelo nota-se uma maior perda de audição para as frequências mais baixas. Essa perda de audição também foi observada por Berdich *et al.* [Berdich & al, 2016]. A diminuição da mobilidade do estribo para as frequências mais baixas e um aumento pequeno para as frequências mais altas também foi observado no modelo de elementos finitos de Berdich *et al.* [Berdich & al, 2016] e deve-se ao enrijecimento da membrana timpânica.

Observa-se nos gráficos seguintes (Figura 5.41, Figura 5.42 e Figura 5.43) os resultados das pressões na escala vestibular ao longo da frequência comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos. Nota-se que, ao nível da escala vestibular as pressões não apresentam diferenças significativas quando analisados os resultados do modelo em que a placa de miringosclerose era pequena. Quando analisados os resultados referentes à placa grande de miringosclerose é possível observar que existem pequenas diferenças (pressões mais baixas) entre os 300 Hz e os 600 Hz.

Referente aos resultados para a simulação onde a placa de miringosclerose atingia a região central da camada intermediária da membrana timpânica observa-se que as pressões se encontram ligeiramente superiores entre os 300 Hz e 400 Hz e apresentando-se inferiores entre os 400 Hz e 1 kHz.

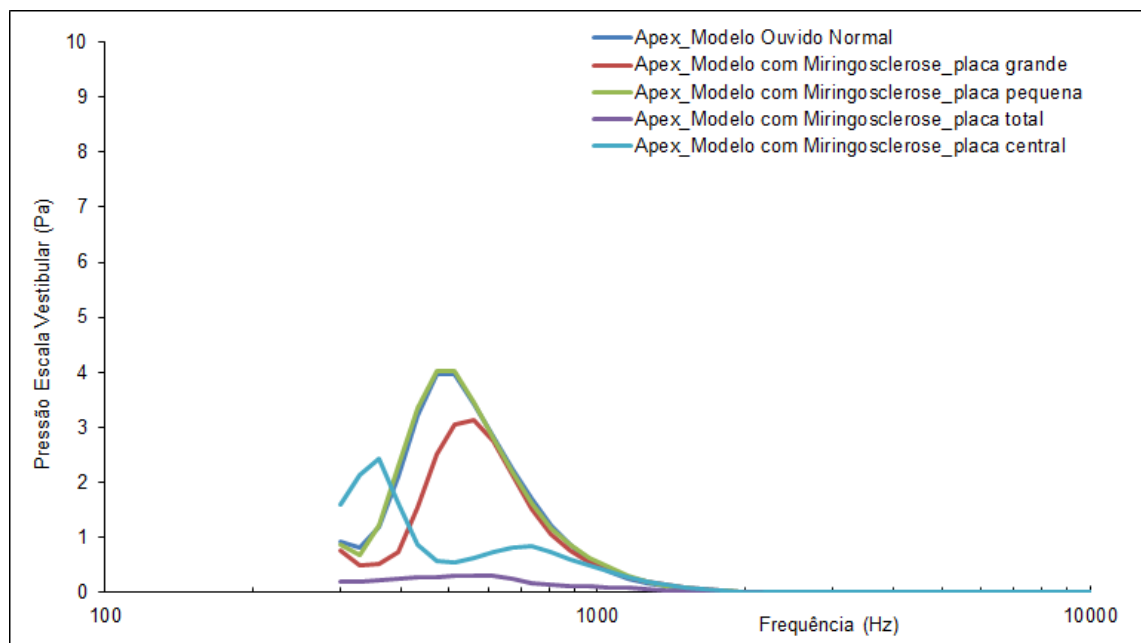


Figura 5.41: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.

Quando observado os resultados em que a miringosclerose atingia toda a camada intermediária da membrana timpânica (toda lâmina própria) é possível verificar que as pressões nas frequências graves e médias encontram-se inferiores quando comparados às outras simulações. Relativamente às frequências agudas, nenhuma diferença significativa pode ser observada para qualquer dimensão de placa de miringosclerose.

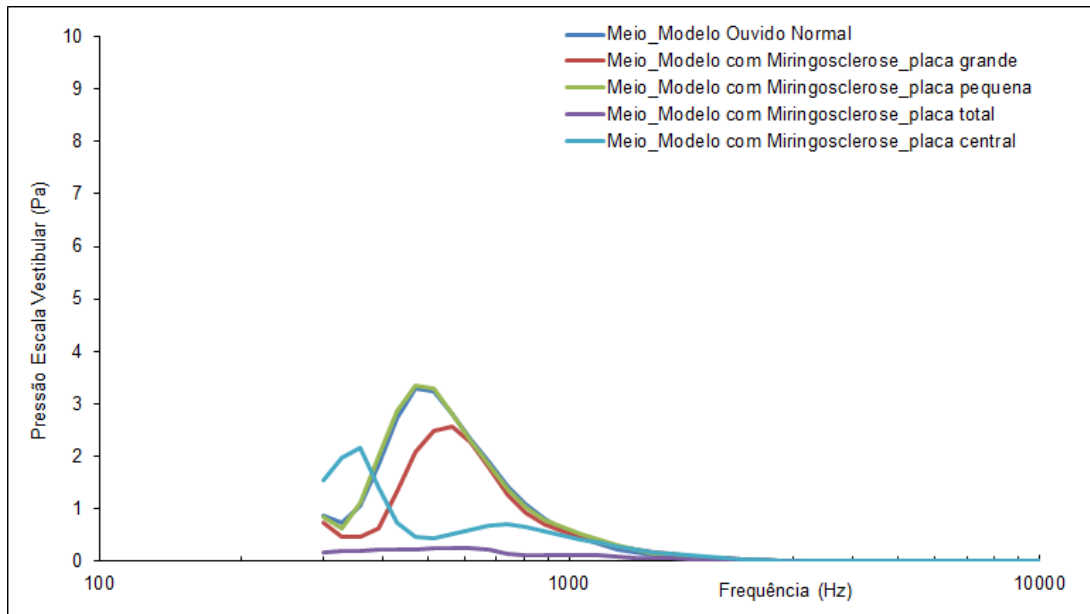


Figura 5.42: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.

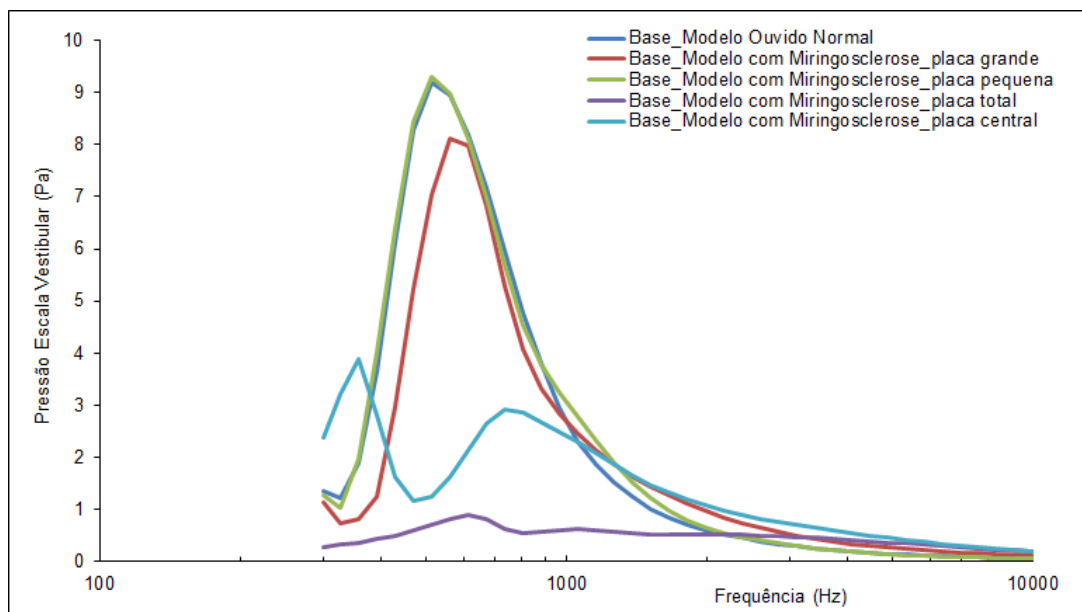


Figura 5.43: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes tamanhos.

A última análise referente à miringosclerose foi realizada de acordo com a localização da placa de miringosclerose nos diferentes quadrantes da membrana timpânica. Para estas simulações foram consideradas as propriedades mecânicas que simulam a miringosclerose referente à concentração de hidroxiapatite de 30%.

A Figura 5.44 apresenta os deslocamentos do umbo para o ouvido com placas de miringosclerose no quadrante ântero-inferior, pósterio-inferior, ântero-superior e pósterio-superior comparados com o ouvido normal. É possível verificar que ao longo de toda a gama frequencial, os deslocamentos não apresentam diferenças significativas nos diferentes quadrantes da placa de miringosclerose.

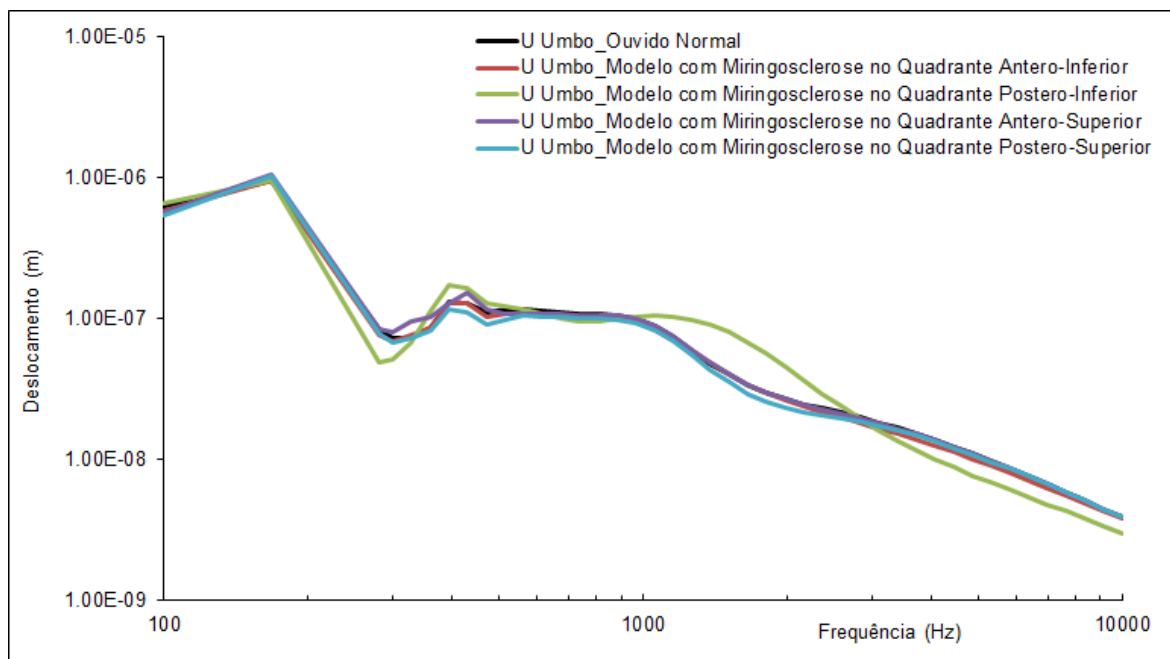


Figura 5.44: Deslocamentos do umbo para diferentes localizações das placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

Quando comparados os resultados dos deslocamentos da platina do estribo (Figura 5.45), também são inexistentes as diferenças para as simulações de miringosclerose nos diferentes quadrantes.

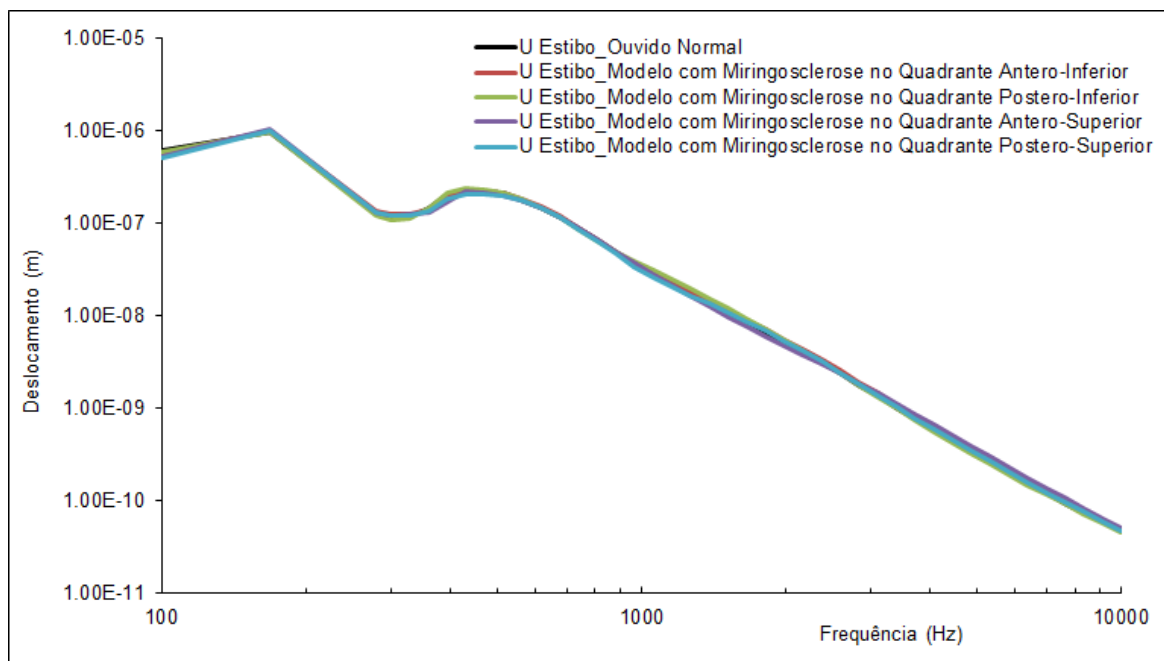


Figura 5.45: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para diferentes localizações das placas de miringosclerose comparados com o ouvido normal.

Da mesma maneira que se observaram os resultados para o umbo e os resultados de um ponto central da platina do estribo, verifica-se também nos resultados das pressões na escala vestibular ao longo de toda a gama frequencial.

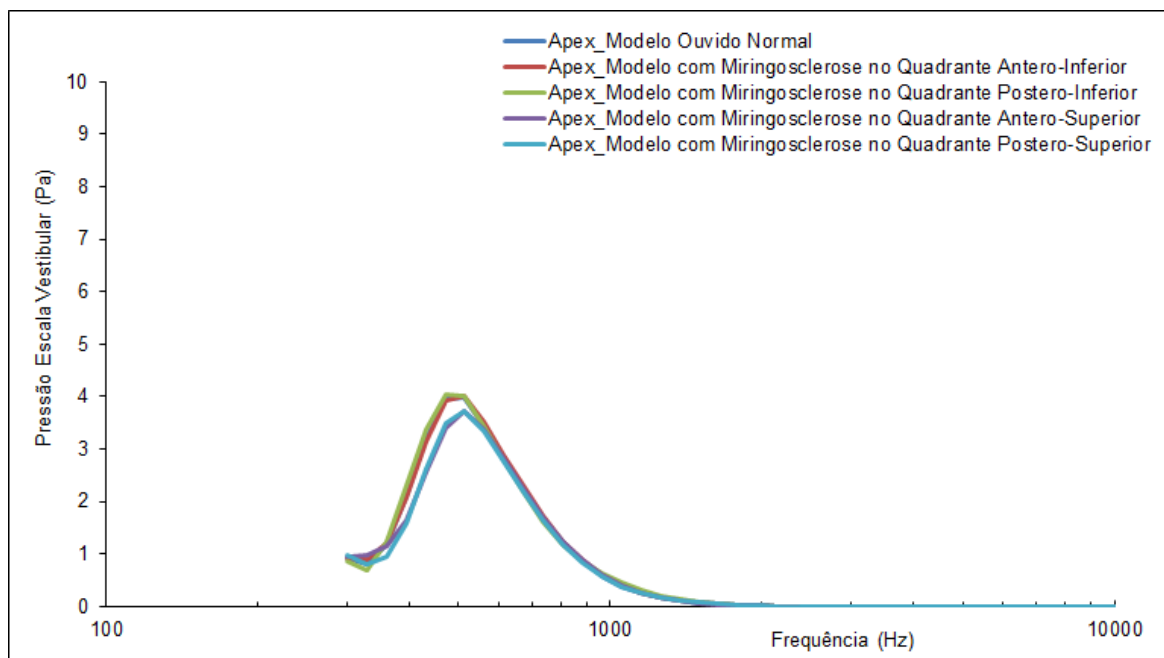


Figura 5.46: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.

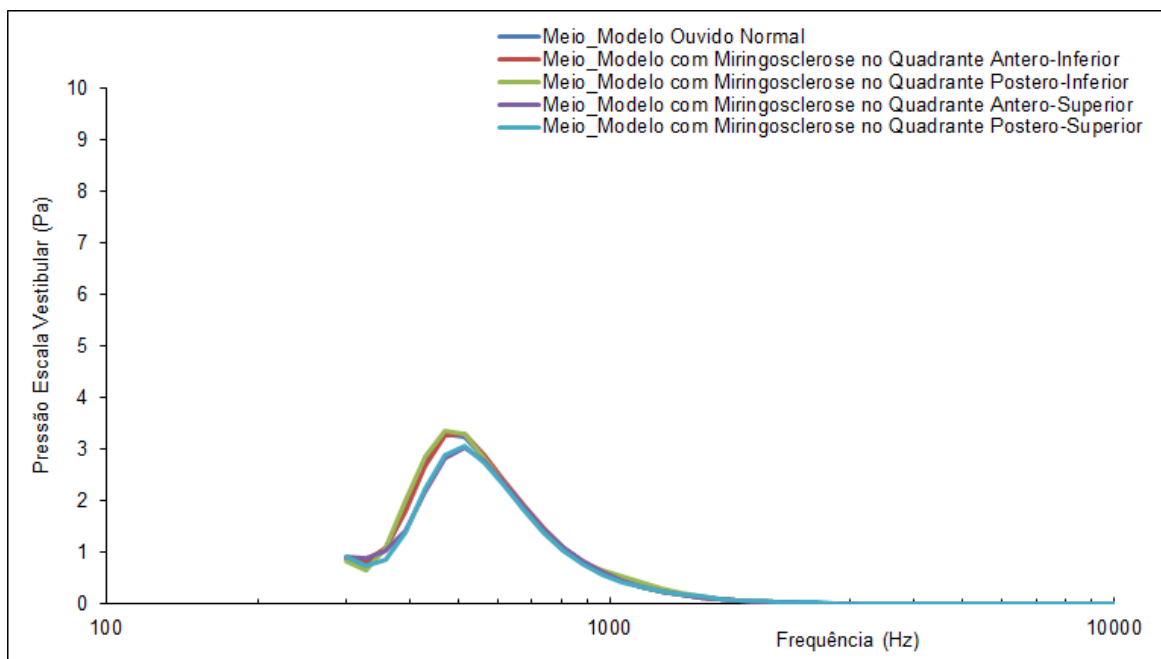


Figura 5.47: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.

Nota-se nos gráficos referentes às pressões da escala vestibular (Figura 5.46, Figura 5.47 e Figura 5.48) que não existem diferenças significativas entre o ouvido patológico com placa de miringosclerose em diferentes quadrantes quando comparados com o ouvido normal.

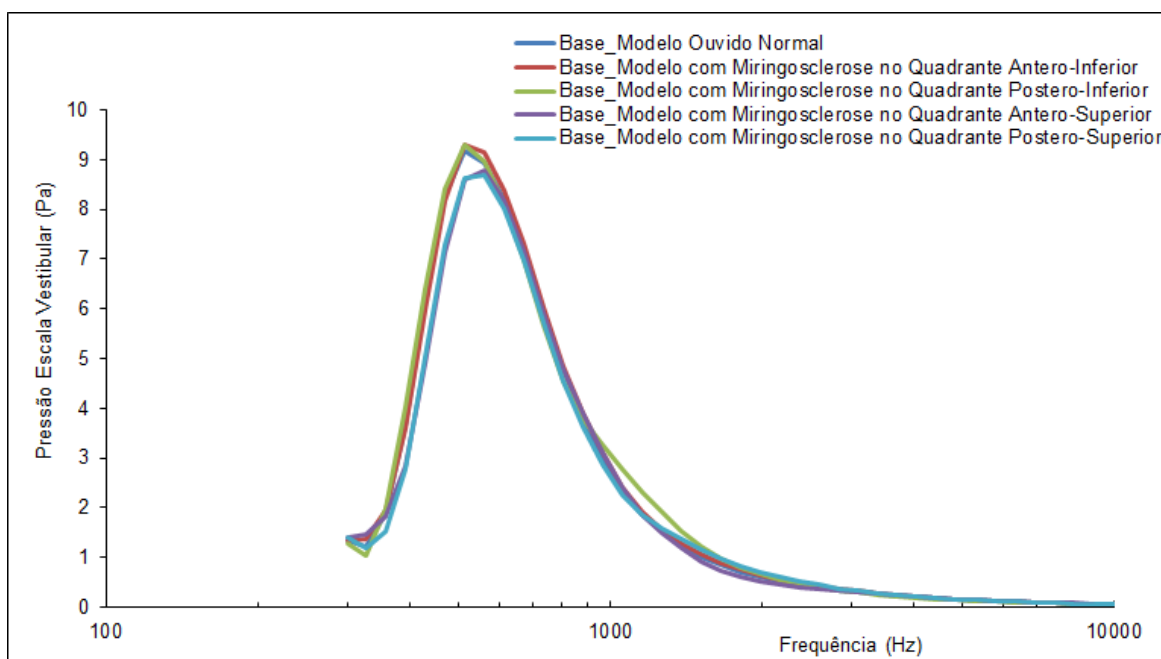


Figura 5.48: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com miringosclerose com placas de diferentes localizações em quadrantes.

5.8 Resultados da simulação de otosclerose

Para os estudos com a presença de otosclerose, foi incidida sobre a membrana timpânica uma pressão sonora equivalente a 90dB SPL e realizado um estudo dinâmico, numa gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz.

São apresentados os resultados dos deslocamentos do umbo, deslocamentos da parte central da platina do estribo e as pressões na escala vestibular para o ouvido normal comparando-os com os resultados referentes à simulação das possibilidades de otosclerose.

Em primeiro lugar, são apresentados os resultados referentes aos deslocamentos do umbo (Figura 5.49), onde é possível perceber que existem diferenças significativas relativamente aos deslocamentos do umbo de acordo com o aumento da rigidez do ligamento anular iniciando as diferenças principalmente nas frequências graves e evoluindo para as frequências agudas com o aumento da rigidez. Quanto mais rígido o ligamento anular, menores são os deslocamentos presentes no umbo, o que notavelmente será ainda mais destacado ao nível da platina do estribo.

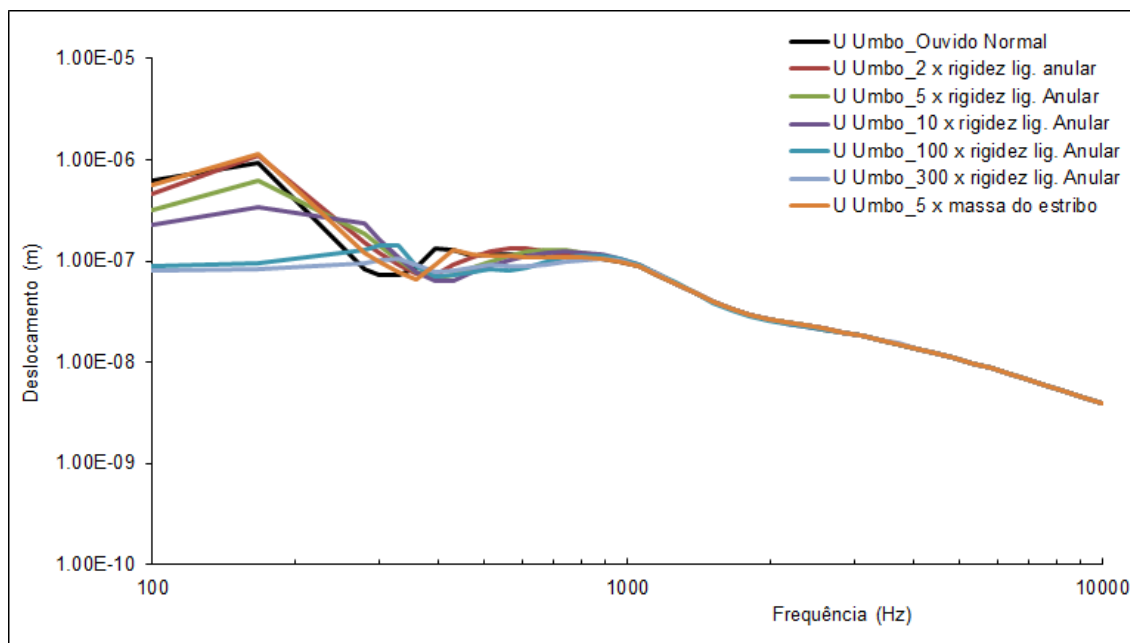


Figura 5.49: Deslocamentos do umbo para as diferente simulações de otosclerose comparados com o ouvido normal.

Relativamente aos deslocamentos ao nível da platina do estribo, a Figura 5.50 apresenta os resultados referentes às alterações de rigidez do ligamento anular.

Observa-se que quanto mais se aumenta a rigidez do ligamento anular, menores são os deslocamentos ao nível da platina do estribo. Para as alterações de 2, 5 e 10 vezes a rigidez do ligamento anular as diferenças apareceram somente para as baixas e médias frequências.

Quando há um aumento de 100 vezes da rigidez do ligamento anular, as alterações apresentam-se em quase toda a gama frequencial e para um aumento de 300 vezes superior o comprometimento da movimentação da platina de estribo aparece notavelmente em toda a gama frequencial. Os resultados das simulações propostas neste modelo mostraram uma diminuição dos deslocamentos do estribo que podem estar relacionadas com as perdas auditivas, dependendo do grau da doença.

Observou-se que o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo (5 e 10 vezes), promove uma diminuição do deslocamento do estribo nas baixas frequências e no início das frequências agudas até os 1 kHz.

Foi possível notar também que ao aumentar ainda mais a rigidez do ligamento anular (100 e 300 vezes), obteve-se uma diminuição dos deslocamentos do estribo ao longo de toda a gama frequencial, principalmente quando aumentado em 300 vezes. Os resultados referentes à alteração da massa do estribo não apresentam diferenças significativas quando comparados ao ouvido normal.

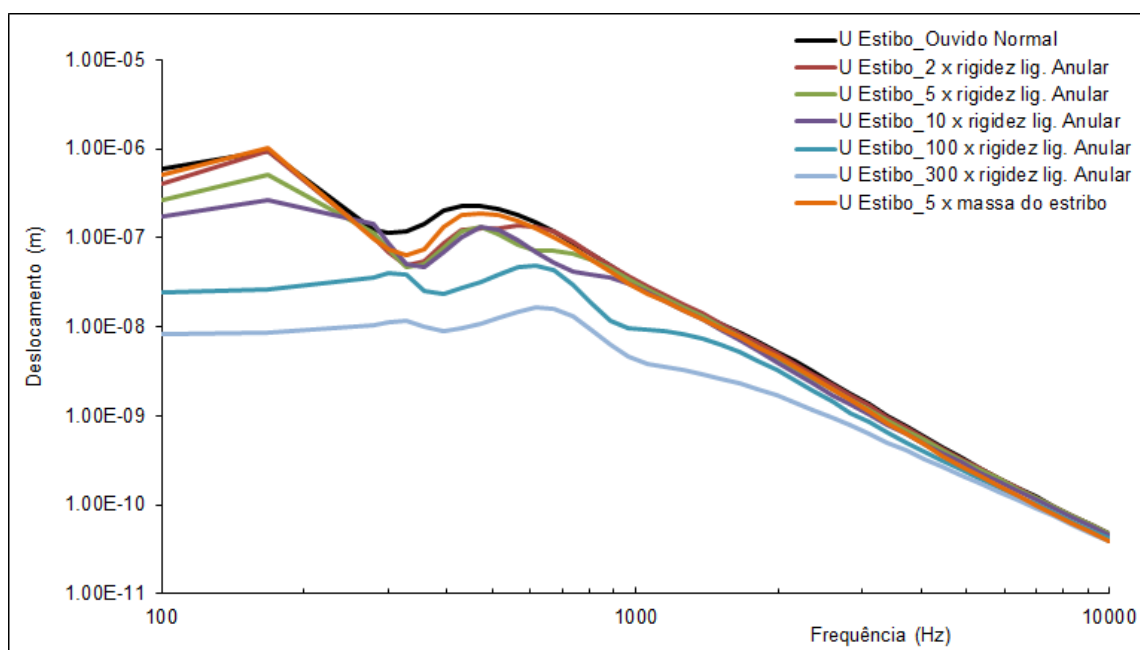


Figura 5.50: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para as diferentes simulações de otosclerose realizadas com alteração da rigidez do ligamento anular comparados com o ouvido normal.

Da mesma forma que apresentado nos outros estudos, apresentam-se a seguir os resultados referentes às pressões verificadas na escala vestibular (Figura 5.51, Figura 5.52 e Figura 5.53).

Verifica-se nesses resultados, da mesma forma que se observou nos deslocamentos da platina do estribo, que quanto maior o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo, menores são as pressões vistas nas frequências até os 1 kHz. A partir desses resultados é possível confirmar que o aumento da rigidez do ligamento anular pode estar relacionado com a patologia aqui estudada chamada otosclerose.

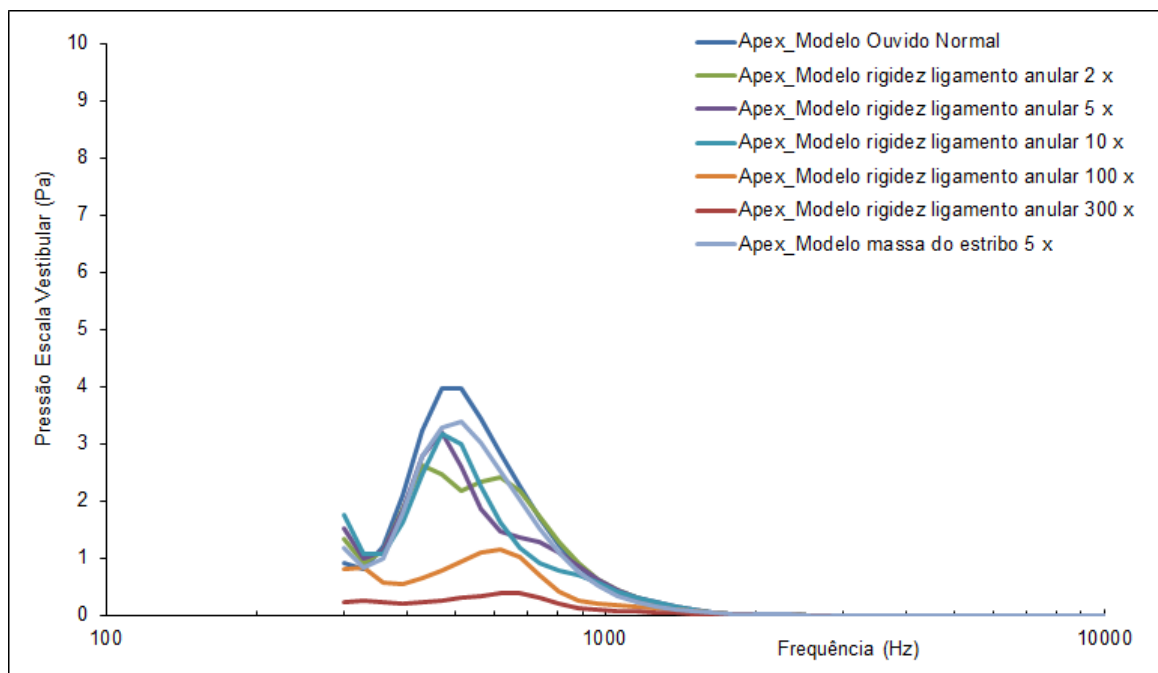


Figura 5.51: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.

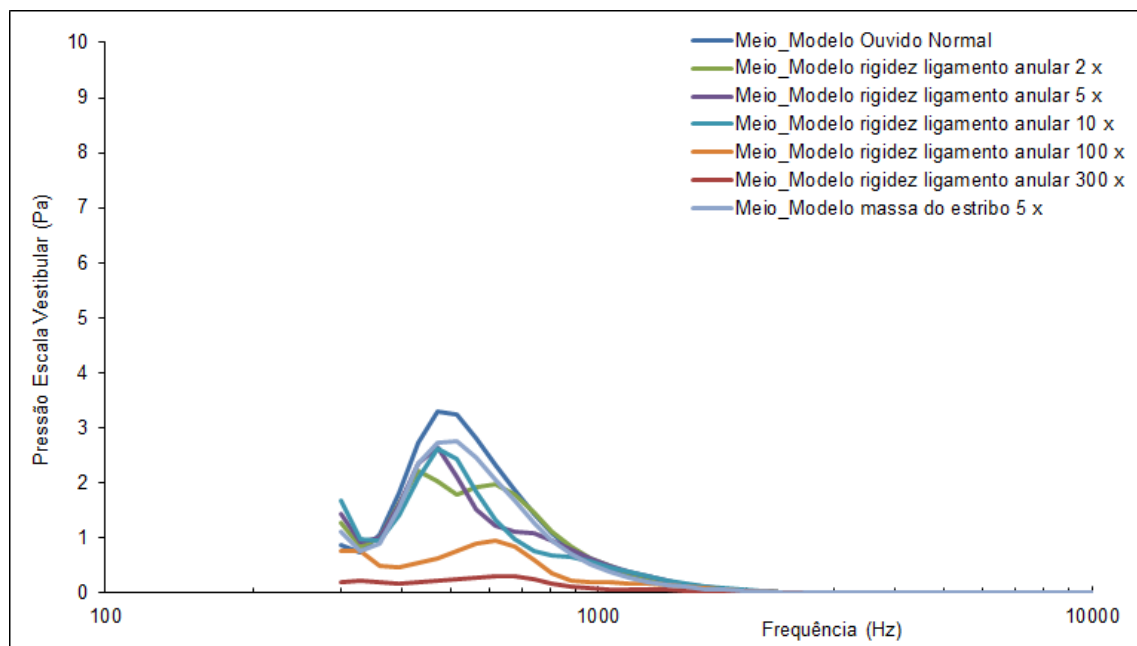


Figura 5.52: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no meio da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.

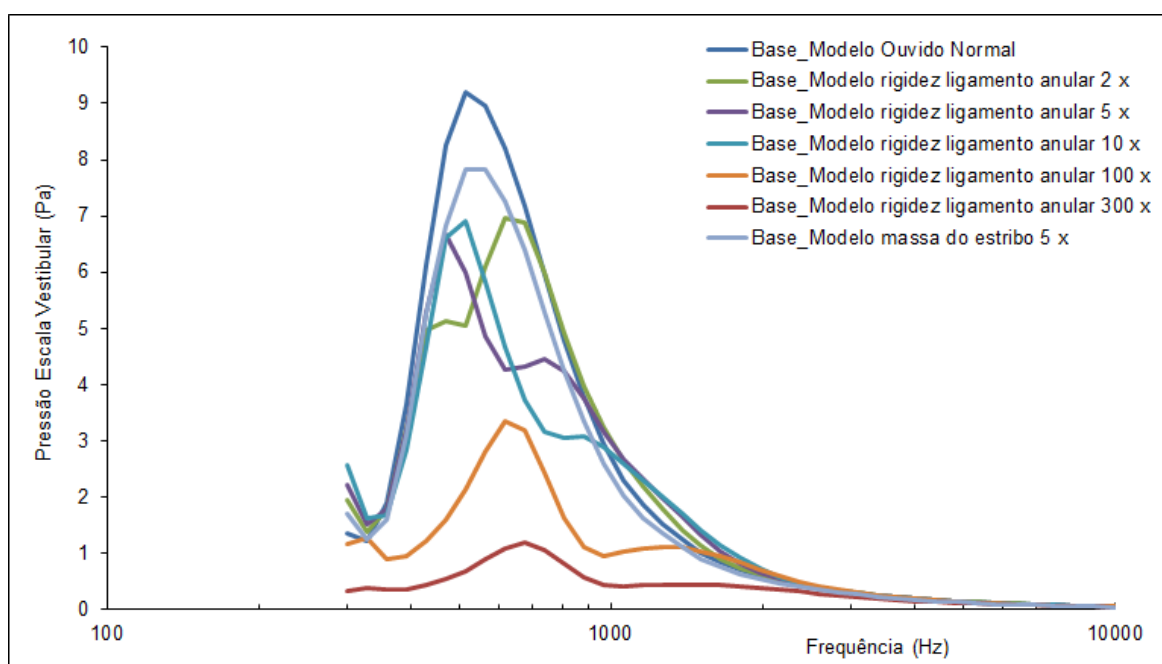


Figura 5.53: Pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado na base da cóclea comparando o ouvido normal com o ouvido com diferentes níveis de otosclerose.

Nos gráficos a seguir (Figura 5.54), apresentam-se os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo por comparação dos modelos de ouvido normal com os modelos com otosclerose do presente estudo e de estudos realizados por outros autores da literatura [Huber

& al, 2003 e Areias, 2014]. Neste caso, foi incidido sobre a membrana timpânica uma pressão sonora equivalente a 80dB SPL e realizado um estudo dinâmico, numa gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz. A partir destes resultados pode-se verificar na Figura 5.55 o nível de perda auditiva em decibéis para cada estudo realizado.

Huber *et al.* desenvolveu um modelo tridimensional do ouvido, validado com base em 129 indivíduos com audição normal e utilizou este modelo para a simulação da otosclerose através do aumento da rigidez do ligamento anular do estribo. Neste estudo Huber *et al.* alterou a rigidez do ligamento anular, de forma que nas baixas frequências a perda auditiva fosse cerca de 30 dB, para tal o módulo de Young do ligamento anular aumentou em 300 vezes quando comparados ao ouvido normal. Huber *et al.* estudou a resposta em deslocamento do estribo com otosclerose até pouco mais de 3 kHz [Huber & al, 2003].

Areias [Areias, 2014] quando estudou a otosclerose, utilizou o modelo de elementos finitos que havia desenvolvido para o estudo do modelo sem patologia. Para a simulação da otosclerose, alterou a rigidez do ligamento anular, de forma que os seus resultados referentes ao modelo patológico fossem similares aos resultados de Huber *et al.* [Huber & al, 2003], ou seja, nas baixas frequências a perda auditiva fosse cerca de 30 dB. Para atingir tal perda auditiva, o módulo de Young do ligamento anular aumentou neste caso em 100 vezes quando comparados ao ouvido normal. Areias obteve as frequências naturais, deslocamentos do umbo e do estribo para diferentes níveis de pressão sonora numa banda de frequências compreendidas entre 100 Hz e 10 kHz.

Verifica-se que os estudos com o presente modelo considerando 300 vezes a rigidez do ligamento anular encontram-se próximos dos resultados dos outros autores a partir da frequência de 200 Hz. Entre a frequência de 100 Hz e 200 Hz os resultados mais próximos foram os em que a rigidez do ligamento anular foi considerada 100 vezes a original.

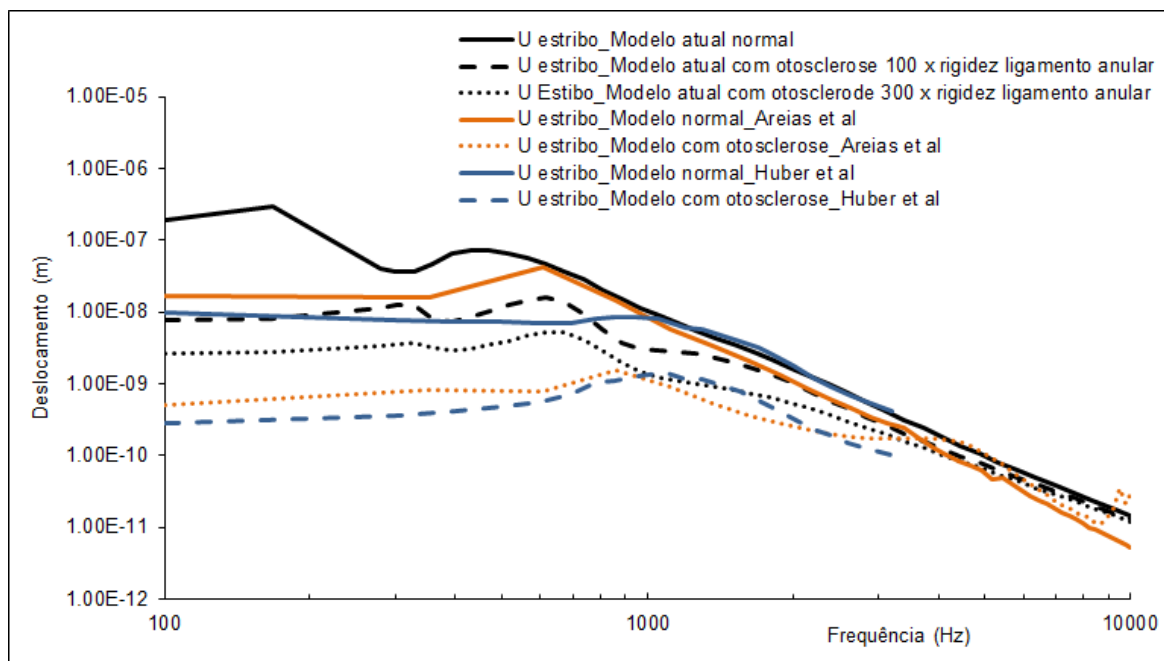


Figura 5.54: Comparações entre os modelos normais e os modelos com otosclerose.

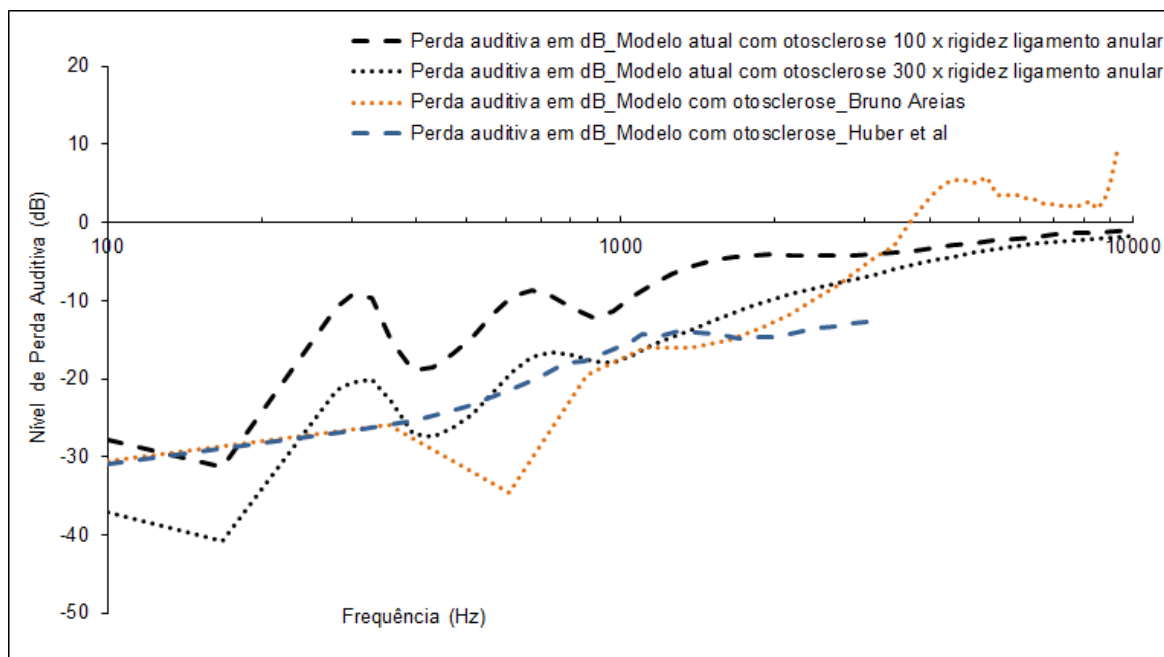


Figura 5.55: Nível de perda auditiva para a simulação do ouvido com otosclerose.

Diante do exposto, o modelo do sistema auditivo computacional aqui estudado, contribui para compreender melhor como as estruturas alteradas do ouvido, que caracterizam as patologias estudadas, são capazes de influenciar a audição e como elas se relacionam com os diferentes graus de patologia.

O presente modelo também pode auxiliar no estudo da reabilitação auditiva, principalmente através do estudo de modelo de próteses.

A seguir são apresentados outros dois estudos efetuados com o presente modelo, sendo eles, uma análise dos materiais utilizados em próteses parciais do estribo e outro estudo que analisa o comportamento do ouvido com a utilização de prótese total do ouvido médio.

5.9 Estudo dos materiais utilizados em próteses do estribo

Para a realização do estudo dos materiais utilizados em próteses do estribo, foi incidido sobre a membrana timpânica uma pressão sonora equivalente a 90dB SPL para uma análise dinâmica em uma gama frequencial entre 100 e 10 kHz. Os resultados dos deslocamentos do umbo, deslocamentos da platina do estribo e pressões acústicas ao longo da escala vestibular foram comparados com os resultados do modelo do ouvido normal.

A Figura 5.56 apresenta os deslocamentos do umbo para o modelo atual e resultados para as simulações com as propriedades do estribo alteradas para as propriedades das próteses. Observa-se que relativamente aos deslocamentos do umbo, todos os resultados de simulação com materiais de prótese encontram-se similares aos resultados do ouvido normal, apresentando algumas pequenas diferenças para o estudo realizado com as propriedades do teflon, sendo que o que diferencia os resultados neste estudo são que os deslocamentos se encontram com amplitude inferior aos outros resultados entre os 100 Hz e os 200 Hz e apresentando-se com amplitude superior entre os 200 Hz e 400 Hz.

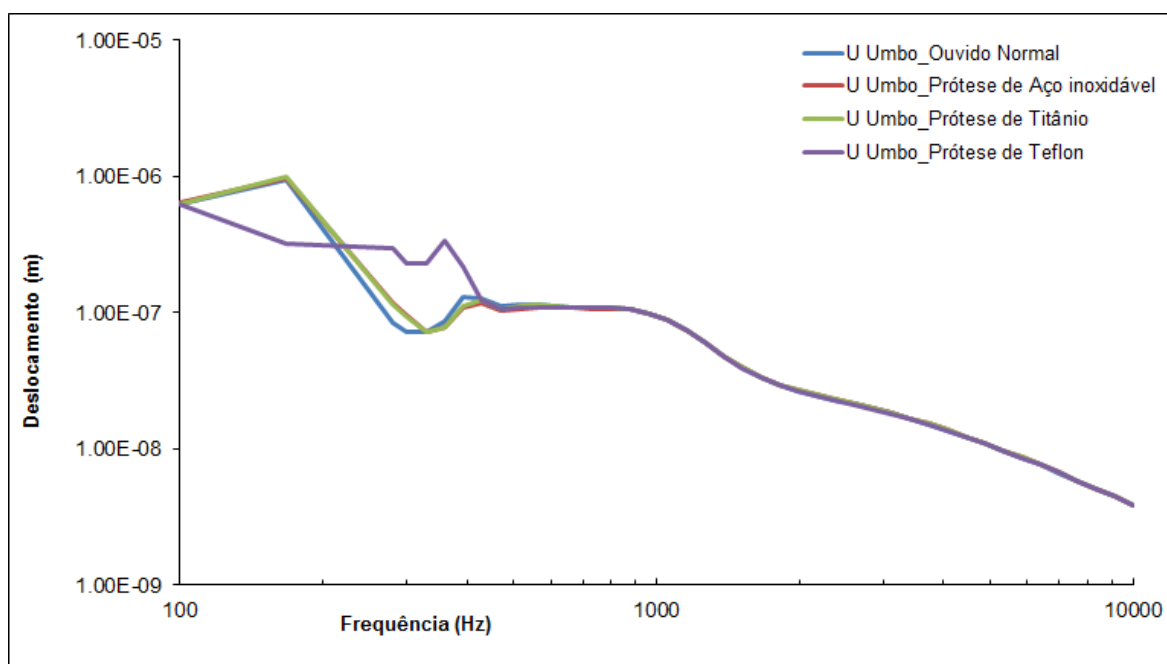


Figura 5.56: Deslocamento do umbo para as simulações do ouvido normal comparados com as simulações com materiais de próteses de estribo.

Na Figura 5.57 observam-se aos deslocamentos de um ponto central da platina do estribo para o presente estudo e é possível verificar neste gráfico o mesmo comportamento que foi observado nos deslocamentos do umbo.

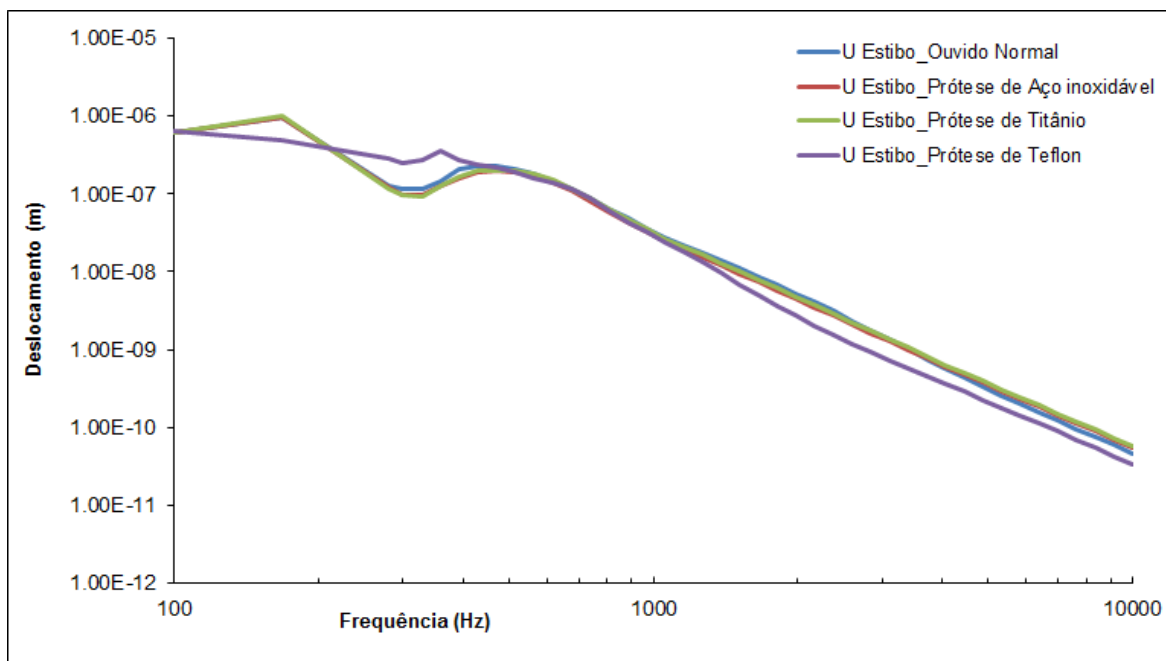


Figura 5.57: Deslocamento de um ponto central da platina do estribo para as simulações do ouvido normal comparados com as simulações com materiais de próteses de estribo.

Observa-se também nas pressões ao longo da escala vestibular (Figura 5.58, Figura 5.59 e Figura 5.60) que os resultados referentes aos materiais da prótese de teflon são os únicos que aparecem de forma diferente aos outros resultados, apresentando-se ligeiramente superiores aos outros modelos para as frequências entre os 300 Hz e 500 Hz.

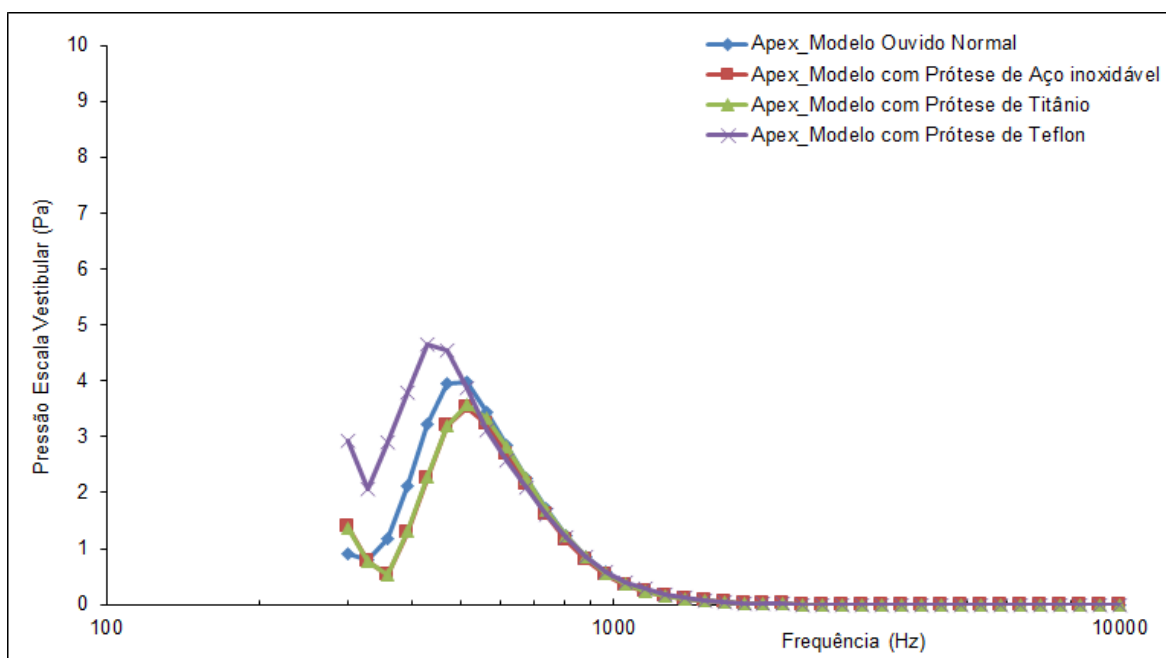


Figura 5.58: Pressões na escala vestibular para ponto localizado no ápice da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.

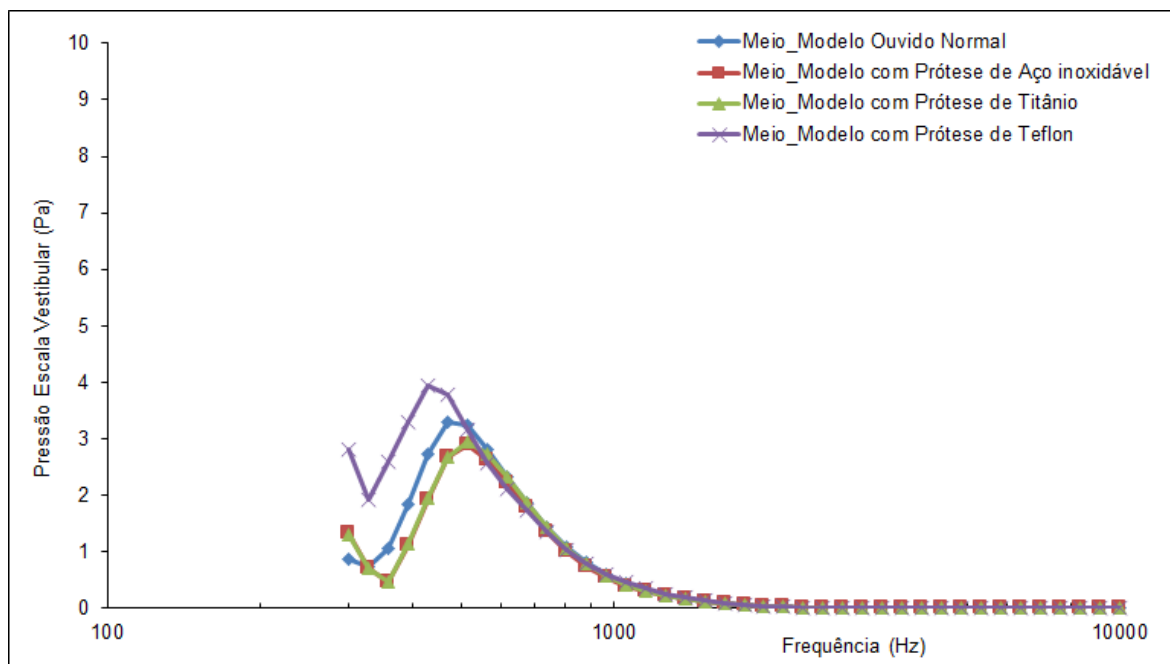


Figura 5.59: Pressões na escala vestibular para ponto localizado no meio da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.

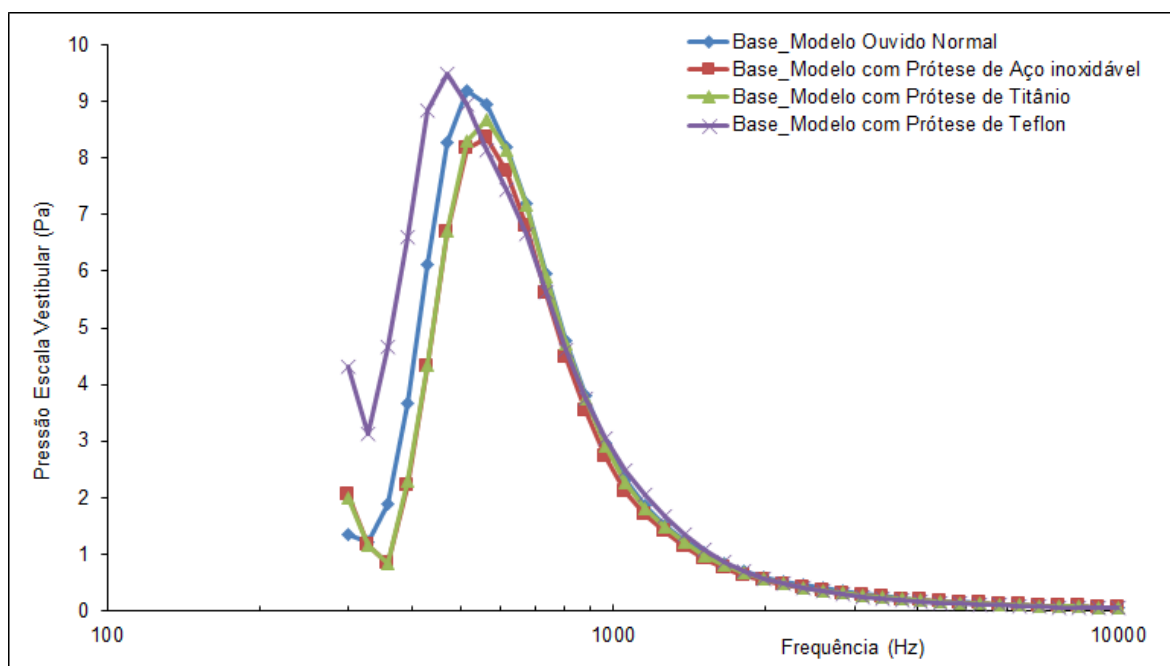


Figura 5.60: Pressões na escala vestibular para ponto localizado na base da cóclea do ouvido normal e o ouvido com diferentes propriedades de próteses.

5.10 Estudo do comportamento do ouvido com prótese total do ouvido médio

Para realização do estudo do comportamento do ouvido com prótese total do ouvido médio, foi incidido sobre a membrana timpânica uma pressão sonora equivalente a 90dB SPL para uma análise dinâmica em uma gama frequencial entre 100 Hz e 10 kHz e são apresentados os resultados dos deslocamentos do umbo, deslocamentos da platina do estribo e pressões acústicas ao longo da escala vestibular comparados com os resultados do modelo do ouvido normal.

Relativamente aos deslocamentos do umbo (Figura 5.61) observa-se que os resultados dos deslocamentos do umbo referentes a simulação na presença da prótese total, encontram-se similares aos resultados do ouvido normal. Nota-se algumas pequenas diferenças entre os 200 Hz e 800 Hz, onde os resultados com prótese total encontram-se superiores aos resultados do ouvido normal, e a partir da frequência 2 kHz encontram-se inferiores.

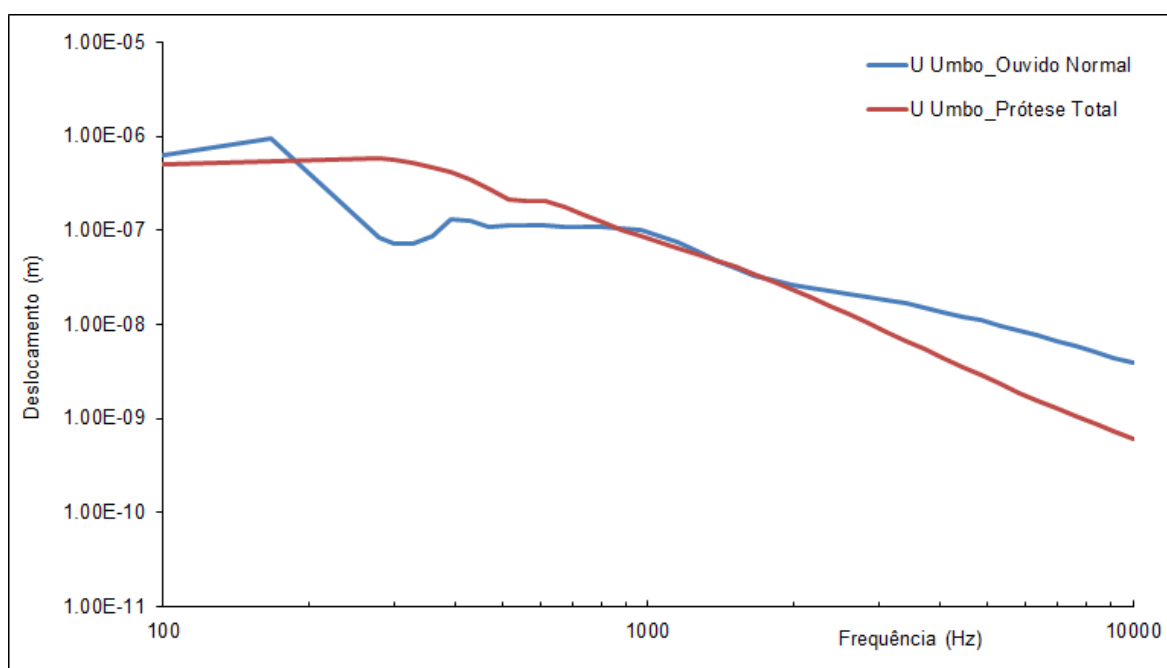


Figura 5.61: Deslocamentos do umbo para o ouvido normal e para o ouvido com prótese total em substituição da cadeia ossicular.

Os resultados referentes aos deslocamentos de um ponto central da platina do estribo (Figura 5.62) encontram-se comparáveis aos resultados do ouvido normal, apresentando-se com amplitude ligeiramente superior para quase toda a gama de frequências. Também na Figura

5.62 verifica-se os resultados das pressões ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea.

É possível verificar que as principais diferenças, tanto com relação aos deslocamentos do estribo como também relativamente as pressões no ápice da escala vestibular encontram-se nas frequências entre os 300 Hz e 400 Hz, onde as pressões resultantes da simulação com a presença de uma prótese total encontram-se com amplitude superior os resultados do ouvido normal. Entretanto, quando analisadas as restantes frequências, nota-se que os resultados já se encontram similares, quando comparados o ouvido normal e o ouvido com a prótese total. Destaca-se que a zona audível (entre 500 Hz e 600 Hz), considerada a mais importante, as pressões se assemelham.

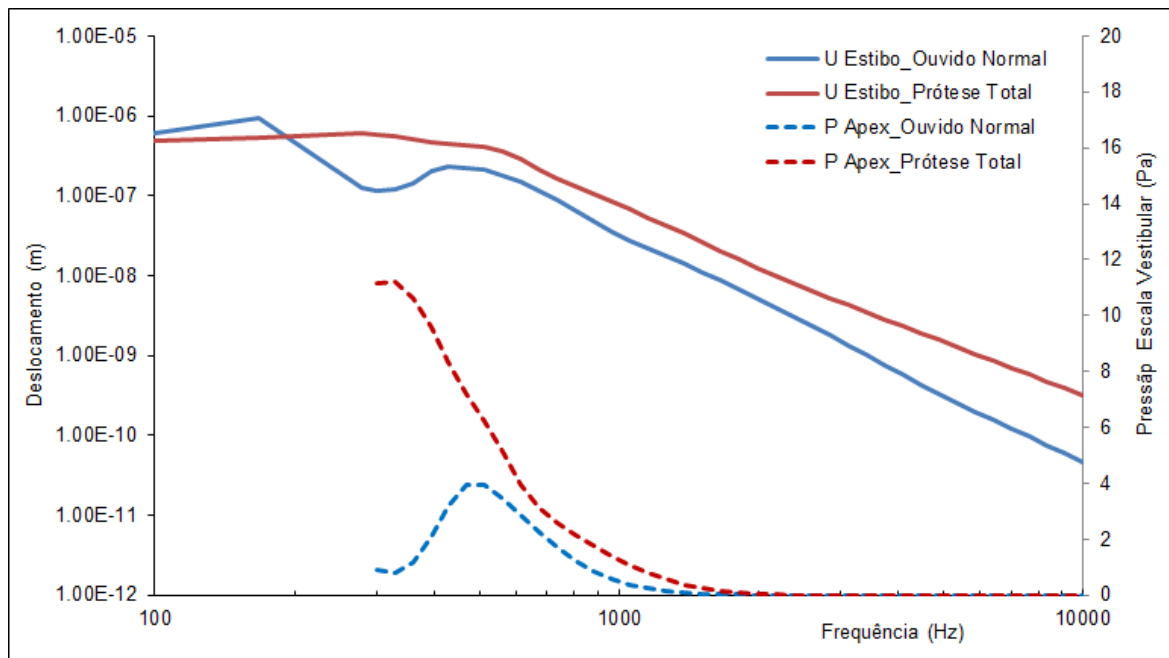


Figura 5.62: Deslocamentos de um ponto central da platina do estribo e pressões na escala vestibular ao longo da frequência para um ponto localizado no ápice da cóclea com comparação entre o ouvido normal e o ouvido com prótese total em substituição da cadeia ossicular.

Capítulo 6

Conclusões e trabalhos futuros

6.1 Síntese, conclusões e trabalhos futuros

Este trabalho teve como objetivo contribuir para um melhor entendimento da biomecânica associada ao ouvido médio e interno possibilitando desse modo o desenvolvimento de novas técnicas que auxiliem as pessoas com deficiência auditiva.

Para tal, estudou-se o comportamento biomecânico do ouvido humano através de um modelo computacional que incluiu o ouvido médio e interno, onde foi feita a construção, discretização e caracterização do modelo digital constituído pela cadeia tímpano/ossicular (membrana timpânica, ossículos, ligamentos, músculos, tendões), e ouvido interno (cóclea, escala vestibular, escala média, escala timpânica, janela redonda, membrana basilar e membrana de Reissner) incluindo a interação fluído/estrutura.

Com base no modelo construído, foram feitos vários estudos dinâmicos, com a aplicação de um nível de pressão sonora uniforme entre 20 e 130 dB SPL ao longo de uma gama frequencial entre 100Hz e 10kHz.

Os primeiros resultados analisados foram os deslocamentos do umbo e os deslocamentos da platina do estribo. Os resultados obtidos foram comparados entre si e com outros autores da literatura, tanto numéricos como experimentais. Pode-se concluir que quanto maior o nível de pressão sonora (dB SPL) aplicada na membrana timpânica, maior será o deslocamento obtido no umbo e na platina do estribo, sendo que os maiores deslocamentos estão compreendidos entre 100Hz e 1kHz. Tanto para os deslocamentos do umbo como para os deslocamentos de um ponto central da platina do estribo os maiores resultados encontram-se próximos de 200 Hz.

Conclui-se também que existe proporcionalidade direta entre os deslocamentos do umbo e de um ponto central da platina do estribo em relação à pressão sonora aplicada sobre a membrana timpânica e verificou-se que para todos os níveis de pressão acústica, os

deslocamentos do umbo foram sempre superiores quando comparados com os deslocamentos da platina do estribo.

Posteriormente foi possível analisar os resultados referentes aos deslocamentos da membrana basilar, que foram calculados através da distância da base para o ápice, para o nível de pressão sonora de 90 dB SPL. Conclui-se que existe uma proporcionalidade para os deslocamentos da membrana basilar, sendo que quanto maior a frequência analisada, menores foram os deslocamentos obtidos na membrana basilar. Também foi possível notar que para as frequências 4 kHz, 6 kHz, 8kHz e 10 kHz a amplitude dos deslocamentos da membrana basilar diminuiu da base para o ápice. Os resultados também foram comparados com outro autor presente da literatura [Gan, 2007] e é possível concluir que dentro das diferenças apresentadas entre os modelos computacionais, os resultados apresentam-se com o mesmo comportamento, ou seja, os deslocamentos diminuem ao longo da membrana basilar da base para o ápice.

As análises subsequentes foram referentes às pressões acústicas na escala vestibular. Foram analisadas as pressões acústicas para o nível de pressão sonora de 90 dB SPL para uma gama de frequências que variaram de 300 Hz a 10 kHz e estes resultados foram comparados aos resultados de outro autor presente na literatura [Gan, 2007]. Verificou-se que as maiores pressões são destacadas no ponto referente à base e que para os outros pontos ao longo da escala vestibular às pressões são praticamente todas as mesmas, o que também foi possível observar nos resultados de Gan [Gan, 2007]. Conclui-se que os resultados das pressões acústicas ao longo da escala vestibular apresentados com o presente modelo encontram-se comparáveis aos resultados apresentados pelo outro autor presente na literatura [Gan, 2007], sendo que os picos de pressão para o presente modelo encontram-se dentro da zona audível (entre os 500 Hz e 600 Hz).

Usando o modelo desenvolvido, foram realizadas simulações referentes a três patologias auditivas: perfurações timpânicas, miringosclerose e otosclerose. Dentro destes estudos das patologias, foram apresentados como resultados os deslocamentos do umbo, deslocamentos da parte central da platina do estribo e pressões acústicas.

Nas análises da perfuração timpânica, o primeiro estudo foi referente a diferentes calibres de perfuração. Observou-se nos resultados do umbo que para a perfuração pequena não existem diferenças significativas, entretanto relativamente à perfuração grande, foi possível notar algumas diferenças dos deslocamentos do umbo, onde os deslocamentos aparecem por

vezes com amplitude inferior e por vezes com amplitude superior aos do ouvido normal. Conclui-se que essa maior movimentação da membrana timpânica ocorre pelo facto de que a parte da membrana relativamente ligada as perfurações estar com a fronteira completamente livre, apresentando diferenças apenas no umbo e não apresentando diferenças significativas ao nível da platina do estribo. Referentes às pressões acústicas ao nível da escala vestibular, as maiores diferenças ocorrem na simulação da perfuração de 7 mm, apresentando pressões relativamente superiores quando comparadas com o ouvido normal, nomeadamente ao que se refere entre os 300 Hz e 500 Hz.

Nas simulações de perfurações, localizadas uma em cada um dos quadrantes da pars tensa da membrana timpânica, observou-se que não existem diferenças significativas referentes aos deslocamentos do umbo e da platina do estribo, com exceção dos resultados onde a perfuração timpânica estava localizada no quadrante póstero-inferior, onde os resultados do umbo apresentam-se com amplitude inferior entre as frequências 300 Hz e 1 kHz e com amplitude superior para as frequências mais altas. Nos resultados das pressões na escala vestibular notou-se que as diferenças mais significativas aparecem no gráfico referente ao ponto localizado na base da cóclea, onde as pressões obtidas com relação a perfuração ântero-superior e a perfuração póstero-superior apresentam-se com amplitude inferior para as frequências entre os 400 Hz e os 700 Hz, que são as frequências onde aparecem os picos de pressão.

Em seguida, realizou-se a simulação da presença da patologia miringosclerose no modelo atual. Com relação as comparações de acordo com a concentração de hidroxiapatite na placa de miringosclerose, verificou-se que ao longo de toda a gama frequencial, os deslocamentos do umbo diminuem com o aumento de rigidez aplicada na simulação da miringosclerose, entretanto poucas são as diferenças quando analisadas diferentes concentrações. Notou-se que existe uma pequena diferença entre os 10% de concentração de hidroxiapatite relativamente aos 30 %, mas a partir desta percentagem, não existem diferenças com o aumento da concentração da mesma. O mesmo procedimento foi efetuado por comparação dos deslocamentos da parte central da platina do estribo e as pressões na escala vestibular. Em qualquer simulação de concentração de hidroxiapatite na placa da miringosclerose as maiores diferenças (menores deslocamentos) encontram-se para frequências graves e médias. Notam-se algumas diferenças nas frequências agudas (amplitude maior), entretanto não são significativas. Conclui-se com este estudo que as perdas auditivas são relativamente baixas e aparecem somente nas frequências graves, o que revela que os resultados da

miringosclerose não provoca grandes alterações, confirmando os dados clínicos que não associam a miringosclerose a grandes perdas auditivas. Conclui-se também que uma maior percentagem de calcificação não é um fator decisivo quando se trata de perda de audição devido a miringosclerose.

Posteriormente foram então realizadas comparações de simulações de acordo com o tamanho das placas de miringosclerose. Foi possível verificar que ao longo de quase toda a gama frequencial, os deslocamentos do umbo, deslocamentos da platina do estribo e pressões na escala vestibular diminuem para a placa de miringosclerose grande, diminuem ainda mais para a placa de miringosclerose localizada na parte central e apresentam-se ainda menores quando a placa de miringosclerose é total. Os resultados referentes a placa de miringosclerose pequena não apresentam diferenças significativas. Verificou-se que se a placa de miringosclerose atingir a região central ou total da lâmina própria da membrana timpânica pode apresentar uma perda de aproximadamente 20 dB ou 35 dB nos sons graves, respetivamente. Conclui-se que sempre que a região da membrana timpânica referente ao cabo do martelo for afetada por miringosclerose uma maior perda auditiva é alcançada para as frequências mais baixas.

A última análise referente a miringosclerose foi realizada de acordo com a localização da placa de miringosclerose nos diferentes quadrantes da membrana timpânica. Foi possível verificar que ao longo de toda a gama frequencial, os deslocamentos (umbo e estribo) e as pressões (escala vestibular) não apresentam diferenças significativas devido a diferente localização da placa de miringosclerose. Conclui-se que quando a placa de miringosclerose é pequena e não abrange a parte central da lâmina própria, independentemente do quadrante atingido, não apresentam grandes perdas auditivas.

A última patologia estudada foi a otosclerose, e para seus diferentes níveis, aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo, em 2, 5, 10, 100 e 300 vezes e a massa específica do estribo em cinco vezes. Com relação aos deslocamentos do umbo foi possível perceber que existem diferenças significativas de acordo com o aumento da rigidez do ligamento anular iniciando as diferenças principalmente nas frequências graves e evoluindo para as frequências agudas com o aumento da rigidez. Quanto mais rígido o ligamento anular, menores são os deslocamentos presentes no umbo, o que notavelmente foi ainda mais destacado ao nível da platina do estribo e da escala vestibular. Quando ocorreu um aumento de 100 vezes a rigidez do ligamento anular, as alterações apresentaram-se em quase toda a

gama frequencial e para um aumento de 300 vezes da rigidez o comprometimento da movimentação da platina de estribo aparece notavelmente em toda a gama de frequências. O mesmo foi observado com relação as pressões na escala vestibular. A partir desses resultados é possível confirmar que o aumento da rigidez do ligamento anular pode estar relacionado com a patologia aqui estudada chamada de otosclerose. Conclui-se que os resultados das simulações de otosclerose propostas nesse modelo mostraram uma diminuição dos deslocamentos do estribo que podem estar relacionadas a perdas auditivas dependendo do grau da doença.

Posteriormente também foi possível a realização de testes iniciais referente aos materiais utilizados em próteses do estribo. Observou-se que com relação aos deslocamentos do umbo deslocamentos do estribo e pressões na escala vestibular, todos os resultados de simulação com materiais de prótese encontram-se similares aos resultados do ouvido normal, apresentando algumas pequenas diferenças para o estudo realizado com as propriedades do teflon.

Por fim, foram analisados e caracterizados o comportamento do modelo atual com a inserção de uma prótese total em substituição da cadeia ossicular do ouvido médio. Foram também incluídos para fixação do modelo uma cartilagem e cola, e foram excluídos os ligamentos e músculos associados aos ossículos. Observou-se que os resultados dos deslocamentos do umbo e da platina do estribo referentes a simulação na presença da prótese total, encontram-se próximos aos resultados do ouvido normal, apresentando-se por vezes com amplitude ligeiramente superior para algumas frequências, entretanto, verificou-se nos resultados das pressões ao longo da escala vestibular a existência de diferenças em comparação com o ouvido normal, onde as pressões resultantes da simulação com a presença de uma prótese total encontraram-se com amplitude superior os resultados do ouvido normal para as frequências entre os 300 Hz e 400 Hz. Conclui-se que essa maior diferença nas pressões da escala vestibular entre os 300 Hz e 400 Hz aparecem em virtude dos maiores deslocamentos ao nível da platina do estribo destas mesmas frequências. Quando analisadas as restantes frequências, nota-se que os resultados são similares quando comparados o ouvido normal e o ouvido com a prótese total. Conclui-se que dentro da zona audível (frequências entre 500 Hz e 600 Hz) as pressões são semelhantes quando comparados o modelo com prótese total ao modelo do ouvido normal.

De uma forma geral, é possível concluir que os resultados obtidos com o presente modelo se encontram próximos dos resultados obtidos por outros autores o que permite atribuir uma maior confiança nos resultados obtidos para este modelo.

O modelo do sistema auditivo computacional aqui estudado, contribui para compreender melhor como as estruturas alteradas do ouvido, que caracterizam as patologias estudadas, são capazes de influenciar na audição e como elas se relacionam com os diferentes graus de patologia. Conclui-se que esses estudos são de suma importância para um melhor entendimento da biomecânica do ouvido médio e interno, possibilitando deste modo que os modelos biomecânicos fiquem cada vez mais próximos da realidade e possam realmente vir a contribuir na prática clínica. Utilizar os modelos para auxiliar profissionais de saúde a orientar os pacientes quanto ao processo evolutivo das patologias estudadas suas consequências para audição, assim como conscientizar quanto a importância da realização de tratamentos.

Diante do exposto, é possível concluir também que o presente modelo computacional pode vir a contribuir como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de novas técnicas que auxiliem as pessoas com deficiência auditiva, nomeadamente através do estudo e desenvolvimento de próteses de ouvido podendo contribuir no desenvolvimento de uma prótese ideal para cada indivíduo. Este estudo biomecânico também pode auxiliar no desenvolvimento de novas técnicas de colocação de próteses menos invasivas ou no estudo de novos materiais utilizados em próteses.

Como perspectiva de trabalhos futuros pretende-se continuar a melhorar o modelo, para que os resultados sejam ainda mais próximos dos resultados experimentais obtidos por outros autores. Quanto mais próximo do real forem os resultados obtidos com o modelo numérico, melhores serão as respostas das possíveis simulações de patologias.

A construção e inclusão do ouvido externo ao modelo torna-se de grande importância para se obter uma visão geral do funcionamento de todo o ouvido, possibilitando avaliar os efeitos do ouvido externo sobre o ouvido médio e interno. Considera-se muito pertinente também uma melhor discretização da membrana basilar e membrana de Reissner, para assim ser possível a inclusão de outras partes do ouvido interno, como por exemplo, o órgão de Corti.

Considera-se importante a realização de estudos experimentais, o que permitiria validar e melhorar os modelos numéricos, tanto no que diz respeito a comparação dos resultados do modelo numérico, como também na determinação das corretas propriedades dos materiais

das partes do ouvido. Estes estudos também podem vir a contribuir para um melhor entendimento sobre a mecânica associada aos tecidos do ouvido, sendo eles considerados normais ou patológicos.

A melhoria do modelo, também permitirá o estudo de outras patologias, como sendo tumores, otites externas e médias, timpanosclerose, síndromes vertiginosas, assim como no auxílio ao projeto de implantes cocleares e osteo-integrados.

Uma futura aplicação deste trabalho poderá relacionar-se com o estudo da perda auditiva provocadas pelo ruído, ou até mesmo, o estudo da perda de audição provocada pela idade, com o objetivo de realizar a conscientização e prevenção desta perda.

Referências

ABAQUS. “Analyses User’s Manual Version 6.13”. 2013.

ABAQUS. “Analyses User’s Manual Version 6.14-1”. 2016.

ADÓNIS C. “Patologia do Ouvido Médio - Otosclerose”, *Surdez – diagnóstico e reabilitação*. Lisboa: Servier. Vol. II. 2002.

Alexandre F., Fernandes A.A., Jorge R.N., Gentil F., Martins P., Mascarenhas T., Milheiro C., Ferreira A.J.M. & Parente, M.P.L. “3D Reconstruction of the Middle Ear for FEM Simulation”, *Simpósio Internacional CompIMAGE - Computational Modelling of Objects Represented in Images: Fundamentals, Methods and Applications*. J.M.R.S. Tavares, R.M. Natal Jorge (Eds.), pp. 181-184, Coimbra, 19-20 de outubro. 2006.

Alexandre F., Jorge R.N., Tavares J.M., Mascarenhas T., El Sayed R.F., Fernandes A.A., Gentil F. & Ferreira A.J.M. “Segmentação e reconstrução 3D de estruturas em imagens médicas: Comparação entre uma metodologia automática e uma outra manual”, *CMNE/CILAMCE*. Porto, 13-15 de junho. 2007.

Aibara R., Welsh J.T., Puria S. & Goode R.L. “Human middle ear sound transfer function and cochlear input impedance”, *Hearing Res*, 152, pp. 100-109. 2001.

Anson B. & Donaldson J. “The Surgical anatomy of the temporal bone and ear”. London. 1976.

Araújo P. A. “Vertigem e as alterações do equilíbrio”. *Otorrinolaringologia. IESSPro*. 2007

Areias, B. “Simulação biomecânica do ouvido humano, incluindo patologias do ouvido médio”. *Dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica*. Orientador: Prof. Doutor Marco Paulo Lages Parente. Coorientador: Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Portugal. 2014.

- Argyris J. H. "Matrix displacement analysis of anisotropic shells by triangular elements". *J. Roy. Aero.*, 69, pp. 801-805. 1965.
- Baldo M. V. "Audição". Margarida de Mello Aires. (Org.). *Fisiologia*. 3ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan. Cap 18, pp. 268-277. 2008.
- Ball J. "Compreendendo as doenças. Pequeno manual do profissional da saúde". 2º Edição. Editora Agora. 1998. ISBN: 8571835187.
- Beales P.H., Kerr A.G. & Booth J.B. "Scott-Brown's Disease of Ear, Nose and Throat". 5th. edition. London: Butterworth; pp. 301-339. 1987.
- Beer F., Johnston E.R., De Wolf J. & Mazurek D. "Mechanics of Materials" (6edition). McGraw-Hill Science. 2011.
- Benade A.H. "Fundamentals of Musical Acoustics", New York, Dover. 1990.
- Benson H. "University Physics", New York. Wiley. 1996.
- Bento R.F., Miniti A. & Marone S.A.M. "Tratado de Otologia". São Paulo. Editora da Universidade de São Paulo. Fundação Otorrinolaringologia. FAPESP. 1998. ISBN: 8531404274.
- Berdich K., Gentil F., Parente M., Garbe C., Santos C., Paço J., Natal Jorge R.M., Martins P. & Faur N. "Finite elements analysis of the transfer of sound in the myringosclerotic ear", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19:3, pp. 248-256. 2016. DOI: 10.1080/10255842.2015.1010526.
- Bertachini L. & Gonçalves M.J. "Comunicação na terceira idade". *Mundo Saúde*. 26(4): pp. 4839. 2002.
- Bess F. & Humes L. "Fundamentos de Audiologia". 2ª Edição. Porto Alegre: Artmed, 1998.
- BIAP. "International bureau for Audiophonology". Disponível em: <http://www.biap.org/>. 2009. Acessado em: 04 de Junho de 2017. 2017.

Bloch S.L. & Sørensen M.S. “The viability and spatial distribution of osteocytes in the human labyrinthine capsule: A quantitative study using vector-based stereology”, *Hearing Research*; 270: pp. 65-70. 2010.

Bonaldi L.V, De Angelis M.A. & Smith R.L. “Anatomia funcional do sistema vestibulococlear”, *Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia*. 2º edição. Rio de Janeiro: Koogan. pp. 1-17. 2003.

Cavaliere M., Mottola G., Rondinelli M. & Iemma M. “Tragal cartilage in tympanoplasty: anatomic and functional results in 306 cases”, *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, vol. 29, no. 1, pp. 27, 2009.

Chia L., Chen P.R.L., Chen J.H. & Liu T.C. “Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analyses”. *Biomedical Engineering-applications, Basis & Communications*. Vol. 18 N°5, pp. 214-221. 2006.

Clough R.W. “The finite element method in plane stress analysis”. 2º A.S.C.E. *Conf. in Eletronic Computacional*. Pittsburgh. 1960.

Courant R. “Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibration”. *Bull. Am. Math. Soc.* , 49, pp. 1-23. 1946.

Delgado T.A.F. “Surdez e participação no mercado de trabalho”. Universidade Nova de Lisboa. 2012.

Dias F., Pinho da Cruz J., Fontes Valente R. & Alves de Sousa R. “Método dos Elementos Finitos - Tecnicas de Simulação Numérica em Engenharia”. Lisboa: Lidel - edições técnicas, lda. 2010.

Dornhoffer J. “Cartilage tympanoplasty: Indications, techniques, and outcomes in A 1,000-patient series”, *The Laryngoscope*, vol. 113, no. 11, pp. 1844–1856, Nov. 2003.

Ebnesajjad S. “Fluoroplastics”. *Non-melt Processible Fluoroplastics*, (1). William Andrew Publishing: Norwich, NY. 2000.

Esperança P. J. A. “Anatomia Humana da Relação”, 4ª Edição. Lisboa: Lidel. 2009. ISBN: 9789727575114.

Everest F. A. “The master handbook of acoustics”. New York, TAB Books. 1994.

Eye and Ear Infirmary. “3D Virtual Models of the human temporal bone and related structures”. Disponível em: <http://audilab.bmed.mcgill.ca/AudiLab/?daren/3Dear>. 2009. Acessado em: 23 de Fevereiro de 2016. 2016.

Feng B. & Gan R.Z. “Lumped parametric model of the human ear for sound transmission”. *Biomechanics Model mechanobiol*, 3, pp. 33-47. 2004.

Ferreira A. “Elementos Finitos em Matlab”. 2007

Filho A.F.B. “Curso de Musicoterapia da Universidade da Associação de Ensino de Ribeirão Preto”. Disponível em: <http://www.scribd.com/doc/23454361/Curso-Basico-de-PSICOACUSTICA>. Ribeirão Preto. Brasil. Acessado em: 18 de Março de 2010. 2010.

Filho O.L. “Otospongiose Coclear”, *Tratado de otorrinolaringologia*. 1ª edição. São Paulo: Roca Ltda, Parte IV, capítulo 22; pp. 796-804. 1994.

Forséni M.F. & Hultcrantz M. “Possible inflammatory mediators in tympanosclerosis development”. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 63(2): pp. 149–154. 2002. DOI:10.1016/S0165-5876 (02)00008-3.

Fragoso L.B. “Modelagem do ouvido na otosclerose”. *Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais*. Escola de Engenharia. Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas. Coorientador: Max de Castro Magalhães. Universidade Federal de Minas Gerais. 2013.

Freitas A.V., Becker C.G., Guimarães R., Tormin P.F., Crosara B., Moraes G. & Moura M. “Tratamento cirúrgico da otosclerose na residência médica”. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 72(6): pp. 727-730. 2006.

French, A.P. “Vibrations and Waves”, New York, Norton. 1971.

Friedman E.M., Sprecher R.C., Simon S. & Dunn J.K. “Quantitation and prevalence of tympanosclerosis in a pediatric otolaryngology clinic”. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 60(3): pp. 205–211. 2001. DOI:10.1016/S0165-5876(01)00534-1.

Frost H.M. “Observations on the fundamental nature of otosclerosis”. *Schuknecht H. Otosclerosis.* 1º Edição. Boston: Little, brown and Company. 1962

Frota S. “Avaliação básica da audição”. *Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia.* 2º edição. Rio de Janeiro: Koogan. 2003

Funnel W.R.J. & Laszlo C.A. “Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method”. *J Acoust Soc Am.* Vol. 63. pp. 1461-1467. 1978.

Gan R., Sun Q., Robert K. J., Chang K. & Dormer K. “Three-dimensional modeling of middle ear biomechanics and its applications”. *Otol and Neurotol*, pp. 271-280. 2002.

Gan R., Feng B. & Sun Q. “Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission”. *Annals of Biomedical Engineering*, 32, pp. 847-859. 2004.

Gan R., Sun Q., Feng B. & Wood M.W. “Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear: pressure distributions”. *Medical Engineering & Physics.* Vol. 28. pp. 395-404. 2006.

Gan R., Reeves B. & Wang X. “Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea”. *Annals of Biomedical Engineering.* 35, pp. 2180-2195. 2007.

Garbe C., Gentil F., Parente M., Martins P. & Natal Jorge, R. “Aplicação do método dos elementos finitos no estudo da membrana timpânica”, *Audiologia em Revista.* Volume II, Número 3, pp. 99 - 106. 2009.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Análise Dinâmica Da Membrana Timpânica Do Ouvido Médio”, *Congreso De Métodos Numéricos En Ingeniería.* 2009.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Influência Da Modelação Do Tímpano Com Diferentes Camadas Na Biomecânica Do Ouvido Médio”, *IX*

Congreso Iberoamericano De Ingeniería Mecánica - Cibim9, Las Palmas De Gran Canaria. 2009.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Dynamic Analysis Of Tympanic Membrane Layers”, *7th Euromech Solid Mechanics Conference*, Lisboa. 2009.

Garbe C. “Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio”, Mestrado em Engenharia Biomédica. Orientação: Renato Manuel Natal Jorge. Coorientação: Maria Fernanda Gentil Costa. Porto, Portugal. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 2010.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Analysis Of The Influence Of Tympanic Membrane On The Dynamic Behavior Of Human Middle Ear”, *IV European Conference On Computational Mechanics – Solids, Structures And Coupled Problems In Engineering*, 2010, Paris. 2010.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Dynamic Analysis Of The Biomechanic Behavior Of The Middle Ear And Tympanic Membrane Through The Application Of The Finite Element Method”, *Revista Latinoamericana De Telessaúde*. 2, 75 - 88. 2010.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Development Of Computational Model To Analyze The Influence Of Fiber Direction In The Tympanic Membrane”, *TMSI – 6th International Conference On Technology And Medical Sciences*, 2010, Porto. 2010.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S., Natal Jorge R.M. & Ferreira, A. “Análise Dinâmica Do Comportamento Biomecânico Da Membrana Timpânica Do Ouvido Humano”, *Encontro Nacional De Materiais E Estruturas Compósitas Encontro Nacional De Materiais E Estruturas Compósitas*. 2010.

Garbe C., Gentil F., Parente M.P.L., Martins P., Natal Jorge R.M. & Paco, J. “Biomechanics Study Of The Tympanic Membrane Of The Human Middle Ear”, *Laeta Young Researchers Meeting Feup*, Porto. 2012.

Garbe C., Gentil F., Santos C., Parente M.P.L. & Natal Jorge R.M. “Estudo Biomecânico Do Direcionamento Das Fibras Da Camada Central Da Membrana Timpânica Do Ouvido Médio”, *5º Congresso Nacional De Biomecânica*. 2013.

Garbe C., Gentil F., Santos C., Parente M.P.L. & Natal Jorge R.M. “Estudo Biomecânico Da Cóclea Do Ouvido Interno Humano Através De Simulações Com O Método Dos Elementos Finitos”, *Congress On Numerical Methods In Engineering 2013*, Bilbao. 2013.

Gentil F., Jorge R.M.N., Ferreira A.J.M., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Almeida E. “Biomechanical simulation of middle ear using hyperelastic models”, *Journal of Biomechanics*, 39: Supplement 1: pp. 388-389. 2006.

Gentil F., Natal Jorge R., Ferreira A., Parente M., Moreira M. & Almeida E. “Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido médio”, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*. 23, pp. 177-187. 2007.

Gentil F. “Estudo Biomecânico do Ouvido Médio”. Porto, Portugal: Universidade do Porto. 2008.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Estudo Computacional Da Miringosclerose”, *3º Congresso Nacional De Biomecânica*. Bragança. 2009.

Gentil F., Natal R., Parente M., Martins P. & Ferreira A. “Estudo Biomecânico do Ouvido Médio”, *Clínica e Investigação em Otorrinolaringologia* . 3, pp. 24-30. 2009.

Gentil F., Garbe C., Parente M., Martins P. & Natal Jorge R. “Efeito da perfuração timpânica nos diferentes quadrantes da pars tensa”, *Congresso de Métodos Numéricos en Ingeniería. Barcelona*. Espanha. 2009.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Análise Dinâmica Da Membrana Timpânica Associada A Patologias”, *2º Encontro Nacional De Engenharia Biomecânica*, Florianópolis. 2009.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Study Of Different Stapes Prosthesis Behaviour”, *3rd International Conference On Integrity, Reliability & Failure*, Porto. 2009.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Analysis Of The Middle Ear Ligaments”, *7th Euromech Solid Mechanics Conference*, Lisboa. 2009.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Otosclerosis – A Comparative Study Using Finite Element Method”, *IV European Conference On Computational Mechanics – Solids, Structures And Coupled Problems In Engineering*, Paris. 2010.

Gentil F., Parente M., Martins P., Garbe C., Jorge R.N., Ferreira A. & Tavares J. “The influence of the mechanical behavior of the middle ear ligaments: a finite element analysis”, *J. Engineering in Medicine*, Vol: 224: Part H. 2010.

Gentil, F., Martins P., Parente M., Jorge R.N., Ferreira A., Tavares J. & Garbe C. “The Influence Of The Mechanical Behaviour Of The Middle Ear Ligaments: A Finite Element Analysis”, *Proceedings Of The Institution Of Mechanical Engineers. Part H, Journal Of Engineering In Medicine*. 225, 68 - 76. 2011. DOI:10.1243/09544119jeim783.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “The Biomechanical Effects Of Stapes Replacement By Prosthesis On The Tympano-Ossicular System”, *Euromech Colloquium 511 On Biomechanics Of Human Motion*, Ponta Delgada. 2011.

Gentil F., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S., Garbe C., Almeida E. & Natal Jorge R.M. “Estapedotomia – Técnica De Hough – Comparação Com O Ouvido Normal”, *Cibem10 – X Congresso Iberoamericano Em Engenharia Mecânica*, Porto. 2011.

Gentil F., Garbe C., Parente M., Martins P. & Natal Jorge R. “Otosclerosis and its Correction”, *15º International Conference on Experimental Mechanics. ICEM15*. Porto. Portugal. 2012.

Gentil F., Garbe C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S., Tavares J. & Natal Jorge R.M. “Myringosclerosis and Otosclerosis – Their Effects in The Stapes Footplate”, *Esmc 2012, 8th European Solid Mechanics Conference*. 2012.

Gentil F., Marques M., Garbe C., Santos C., Parente M.P.L., Martins P.A.L.S. & Natal Jorge R.M. “Análise Dinâmica Do Comportamento Mecânico Do Ouvido Médio Com Prótese Total”, *5º Congresso Nacional De Biomecânica*. 2013.

Gentil F., Parente M., Martins P., Garbe C., Paço J., Ferreira A., Tavares J. & Jorge R.N. “The influence of muscles activation on dynamical behavior of the tympano-ossicular system of the middle ear”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*; 16(4): pp. 392–402. 2013.

Gentil F., Garbe C., Parente M., Martins P., Ferreira A., Jorge R. N., Santos C. & Paço J. “Analysis Of Eardrum Pathologies Using The Finite Element Method”, *J Mech Med Biol*. 2014. DOI:10.1142/S0219519414500341.

Gentil, F., Garbe, C., Parente, M., Martins, P., Santos, C., Almeida, E. & Jorge, R. N. “The Biomechanical Effects Of Stapes Replacement By Prostheses On The Tympano-Ossicular Chain”, *International Journal For Numerical Methods In Biomedical Engineering*; 30, pp. 1409 - 1420. 2014. DOI:10.1002/Cnm.2664.

Gentil F., Parente M., Martins P., Garbe C., Santos C., Areias B., Branco C., Paço J. & Natal Jorge R. “Effects of the Fibers Distribution in the Human Eardrum: A Biomechanical Study”, *Journal of Biomechanics*. 2016. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.030>.

Gerges S.N.Y. “Ruido: Fundamentos e controle”. 2ª edição. Florianópolis: NR Editora. cap 1; pp. 6-10. 2000.

Gibb A.G. & Pang Y.T. “Current considerations in the etiology and diagnosis of tympanosclerosis”, *Eur Arch Oto-Rhino-L*. 251(8): pp. 439–451. 1994. DOI:10.1007/BF00175993.

Guimarães A. “Cirurgia estapédica na otosclerose: análise retrospectiva de resultados”. 2010.

Giddings N. A. & House J. W. “Tympanosclerosis of the stapes: hearing results for various surgical treatments”, *Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 107, no. 5, pp. 644–650, Nov. 1992.

Guyton A.C. “Fisiologia Humana”. 5ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Interamericana, 1981.

Guyton A. & Hall J. “Textbook of Medical Physiology”, 9a ed. Philadelphia: Guanabara Koogan, 1996.

Hall D. E. “Musical Acoustics”, Pacific Grove. Brooks/Cole. 1991.

Henrique L. “Acústica Musical”, Fundação Calouste Gulbenkian. 2002.

Huber A., Ball G., Asai M. & Goode R. “The vibration pattern of the tympanic membrane after placement of a total ossicular replacement prosthesis”, *Proceeding of the International Workshop on middle ear mechanics in research and otosurgery*, pp. 219-222. Germany. Dresden. 1997.

Huber A., Koike T., Nandapalan V., Wada H. & Fisch U. “Fixation of the anterior malleolar ligament: diagnosis and consequences for hearing results in stapes surgery”, *Annals of otology rhinology and laryngology*. 112(4): pp. 348-355. 2003.

Hueb M.M. & Goycoolea M.V. “Aspectos histopatológicos da perda auditiva na otosclerose”, *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 57(1): pp. 18-28. 1991.

Hungria H. “Otorrinolaringologia”. 8ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap 51, pp. 508-522. 1988.

Jorge J.J. & Souza D.G. “Otite média crônica”. Disponível em: http://www.sorocaba.pucsp.br/atn/apostilas/otorrino/apost_otite_media_cr.htm. Acessado em: 29 de Março de 2010. 2010.

Kinsler LE. “Fundamentals of acoustics”. 3ª edição. Wiley. 1982.

Koç A. & Uneri C. “Genetic predisposition for tympanosclerotic degeneration”, *Eur Arch Oto-Rhino-L.* 259: pp. 180–183. 2002.

Kurokawa H. & Goode R. “Sound pressure gain produced by the human middle ear Otolaryngology”, *Head and Neck Surgery*, 113, pp. 349-355. 1995.

Lewis S., Dirksen S. R., Heitkemper M. M., Bucher L. & Camera M.I. “Tratado de enfermagem médico-cirúrgica. Avaliação e assistência dos problemas clínicos. Adaptado a realidade brasileira”, Tradução da 8ª Edição. Volume 1. Elsevier Editora Ltda. ISBN: 9788535245417. 2013.

López M.R. “Acústica arquitectónica aplicada”. Paraninfo. 1999.

Mammano F. “O som e a audição”. Disponível em: http://www.aulas-de-canto.com/o_som_e_a_audicao.html. Acessado em: 17 de Março de 2010. 2010.

Marques M.C. “Estudo Biomecânico para a Reabilitação do Ouvido Médio Humano”, *Mestrado Integrado em Bioengenharia*. Orientador: Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge. Coorientador: Prof. Doutora Maria Fernanda Gentil Costa. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 2012.

Martins J.A.C., Pires E.B., Salvado R. & Dinis P.B. “A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles”, *Computer methods in applied mechanics and engineering*; 151: pp. 419–433. 1998.

Martins, P.A.L.S., Natal Jorge R.M. & Ferreira A.J.M.. “A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues”, *Strain*. 42, pp. 135-147. 2006.

Menezes P.L., Griz S. & Motta M.A. “Psicoacústica”, *Biofísica da audição*. 1º edição. São Paulo: Lovise, capítulo 3, pp. 65-67. 2005.

Min J.Y., Chung W.H., Lee W.Y., Cho Y.S., Hong S.H., Kim H.J. & Lee H.S. “Otosclerosis: Incidence of positive findings on temporal bone computed tomography (TBCT) and audiometric correlation in Korean patients”, *Auris Nasus Larynx*, 37: pp. 23–28. 2010.

Møller, A.R. “Function of the middle ear”, *Handbook of Sensory Physiology*, Vol.1: Auditory System, Anatomy Physiology (Ear), Edited by Keidel W.D. and Neff W.D., Springer–Verlag, New York. 1974.

Neff B.A., Rizer F. M., Schuring A. G. & Lippy W. H. “Tympano-Ossiculoplasty Utilizing the Spiggle and Theis Titanium Total Ossicular Replacement Prosthesis”, *The Laryngoscope*. vol. 113, no. 9, pp. 1525–1529. 2003.

Netter F. H. “Atlas of Human Anatomy”. (2º ed.). New Jersey: MediMedia USA. 1997.

Nielsen A.H. “The visible ear”. *Faculty of Engineering and Science*. Aalborg University. 2005.

- Niinomi M. “Mechanical properties of biomedical titanium alloys”, *Materials Science and Engineering A*. 243(1–2): pp. 231–236. 1998.
- Nishihara S. & Goode R. “Measurement of tympanic membrane vibration in 99 human ears”, *Middle ear mechanics in research and otosurgery*, pp. 91-93. 1996.
- Northern J. & Downs M.P. “Hearing in children”, *Baltimore Williams & Wilkins*. 4th ed. 1991.
- Paço J. “Doenças do Tímpano”. Lisboa, Portugal. LIDEL Edições Técnicas Ltda. Vol. 1. 2003. ISBN 972-757-271-5.
- Paço J., Branco C., Estibeiro H. & Oliveira D. “The posterosuperior quadrant of the tympanic membrane”, *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 140, pp. 884-888. Lisboa, Portugal. 2009.
- Palacios E. & Valvassori G. “Cochlear and fenestral otosclerosis”, *Nose & Throat Journal*, pp. 440. 2001.
- Penha R. “Otorrinolaringologia”. Lisboa. 1998.
- Pereira G.M.N.G. “Otosclerose: etiopatologia, histopatologia e fisiopatologia”, Ciências Biomédicas – Universidade do Porto, Portugal. 2010.
- Phipps W.J., Sands, J. K. & Marek J. F. “Enfermagem Médico-Cirúrgica: conceitos e prática clínica”, Lisboa: Lusociência. 6ª edição Vol. III. 2003.
- Prendergast P., Ferris P., Rice H. & Blayney A. “Vibro-Acoustic Modelling of the Outer and Middle Ear Using the Finite-Element Method”, *Audiology & Neuro-Otology*. 1999.
- Pyle G. M. “Ossicular sculpting for conductive hearing loss”, *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. vol. 14, no. 4, pp. 237–242. 2003.
- Rao S. “Vibrações Mecânicas”. Pearson Education. 2009.
- Raustyte G., Caye, Thomasen P.C., Hermansson A., Andersen H. & Thomsen J. “Calcium deposition and expression of bone modelling markers in the tympanic membrane following

acute otitis media”, *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 70(3): pp. 529–539. 2006. DOI:10.1016/j.ijporl.2005.07.022.

Roederer J.G. “The Physics and Psychophysics of Music: An Introduction”, *Springer-Verlag*, New York. 1995.

Roslyn-Jensen A.M.A. “Importância do diagnóstico precoce na deficiência auditiva”, *Tratado de fonoaudiologia*. São Paulo: Roca. pp. 297-309. 1996.

Ruah S. “Semiologia da Surdez”, *Surdez - diagnóstico e reabilitação*. Lisboa: Servier. Vol. I. 2002.

Russo I.C.P. “Acústica e psicoacústica aplicadas a fonoaudiologia”. 2º edição. São Paulo: Lovise 1999.

Şafak M., Çelik H., Bayiz Ü., Ceylan K., Özdek A. & Özeri C. “Stapedectomy in tympanosclerosis”, *International Congress Series*, vol. 1240, no. 0, pp. 115–119, Oct. 2003.

Sanna M., Russo A. & De Donato G. “Color Atlas of Otoscopy – From Diagnosis to surgery”, Thieme Stuttgart, New York. 1999.

Sakihara Y., Christensen B. & Parving A. “Prevalence of hereditary hearing impairment in adults”. *Scand Audiol*, 28: pp. 39 – 46. 1999.

Salomone R., Riskalla P.E., Vicente A.O., Boccalini M.C.C., Lopes R. & Felin G.B. “Otosclerose infantil: relato de caso e revisão da literatura”, *Rev Bras Otorrinolaringol.* 74(2): pp. 303-306. 2008.

Schmidt J. & Bergander H. “Experimental and theoretical analysis of shear–force interaction in the non-contact regime with 100 pN force resolution”, *Applied Surface Science*, vol. 157, no. 4, pp. 295–301, Apr. 2000.

Schrauwen I., Ealy M., Huentelman M. J., Thys M., Homer N., Vanderstraeten K., Fransen E., Corneveaux J.J., Craig D.W., Claustres M., Cremers C.W.R.J., Dhooge I., Heyning P.V., Vincent R., Offeciers E., Smith R.J.H. & Camp G.V. “A Genome-wide Analysis Identifies Genetic Variants in the RELN Gene Associated with Otosclerosis”, *The American Journal of Human Genetics*. 84: pp. 328–338. 2009.

Slattery W.H. & House J.W. “Prostheses for stapes surgery”, *Otolaryngol Clin North Am*, 28(2): pp. 253-264. 1995

Soares T. “Nascer e crescer, Mastoidite Aguda”. *Revista do hospital de crianças Maria Pia*, vol XVII, n.º 3. 2008.

Stevens J.V. “The Relation of Pitch to Intensity”, *Am.J. of Psychology*, 36, pp. 2346-2353. 1940.

Sun Q., Gan R., Chang K. & Dormer K. “Computer-integrated finite element modeling of human middle ear”, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 1, pp. 109-122. 2002.

Tange R.A., Grolman W. & Dreschler W.A. “Gold and titanium in the oval window: a comparison of two metal stapes prostheses”, *Otol Neurotol.*, 25(2): pp. 102-105. 2004.

Teixeira C. F. “Estudo Avaliativo da Política de Atenção à Saúde Auditiva: Estudo de caso em Pernambuco”. *Tese Doutorado em Saúde Pública*. Centro de Pesquisas do Ageu Magalhães da Fundação Oswaldo Cruz. Recife. 2007.

Testa J.R.G., Millas I., De Vuono I.M., Neto M.E.L.R.B.V & Lobato M.F. “Otosclerose: resultados de estapedotomias”, *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 68(2): pp. 251-253. 2002

Testut, L. “Traité d’Anatomie humaine - organes des sens”, tome septieme. 1920.

Tos M. & Stangerup S.E. “Hearing loss in tympanosclerosis caused by grommets”, *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 115(8): pp. 931–935. 1989. DOI:10.1001/archotol.1989.018603200 41015.

Unicamp. “Departamento de anatomia da Universidade de Campinas”. Disponível em: http://www.ib.unicamp.br/dep_anatomia. Brasil. Acessado em: 10 de fevereiro de 2010. 2010.

Vilela A.L.M. “Anatomia e Fisiologia Humana”. Disponível em: <http://www.afh.bio.br/sentidos/Sentidos3.asp>. Acessado em: 17 de março de 2010. 2010.

Volandri F., Di Puccio, Forte P. & Carmignani C. “Biomechanics of the tympanic membrane”, *Journal of Biomechanics*. vol. 44, no. 7, pp. 1219–1236. Apr. 2011.

Wada H. & Metoki T. “Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite method”, *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 92. pp. 3157-3168. 1992.

Wen Y.H., Hsu L.P., Chen P.R. & Lee C.F. “Design Optimization of Cartilage Myringoplasty using Finite Element Analysis”, *Tzu Chi Medical Journal*, vol. 18, no. 5, pp. 370–377. 2006.

Wielinga E.W.J., Derks A.M. & Cremers C.W. “Tympanosclerosis in the tympanic membrane: influence on outcome of myringoplasty”, *Am J Otolaryngol.* 16(6): pp. 811–814. 1995.

Wriggers P. “Computational Contact Mechanics”, *John Wiley & sons, Ltd.*, Germany. 2002.

Yaman H., Guclu E., Yilmaz S. & Ozturk O. 2010. “Myringosclerosis after tympanostomy tube insertion: relation with tube retention time and gender”, *Auris Nasus Larynx.* 37(6): pp. 676–679. 2010. DOI:10.1016/j.anl.2010.02.007.

Yeoh O.H. “Characterization of elastic properties of carbon-black-filled rubber vulcanizates”, *Rubber Chemistry and Technology.* 63, pp. 792-805. 1990.

Zemlin W. R. “Princípios de anatomia e fisiologia em fonoaudiologia”, Artmed. 4º edição. São Paulo. 2005.

Zienkiewicz O. C. “The finite element method for analysis of elastic isotropic and anisotropic sabs”, *Proc. Inst. Civ. Eng.*, 28, pp. 471-488. 1964.

