

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
DE ESTRUTURAS**

Modelagem do ouvido na otosclerose

Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas

Co-orientador: Max de Castro Magalhães

Belo Horizonte
2013

Lygia Bueno Fragoso

Modelagem do ouvido na otosclerose

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Biomecânica

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas.

Departamento de Engenharia de Estruturas

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2013

Agradecimentos

A Deus pela presença constante;

À minha família pelo carinho, apoio e suporte;

Ao Professor Estevam Barbosa de Las Casas pela sabedoria e orientação;

Ao Professor Max de Castro Magalhães pelo grande auxílio durante todo o mestrado;

À professora Juliana Nunes Santos pela parceria, sugestões propostas e dedicação;

Ao Instituto de Ciências Biológicas da UFMG por conceder os ossos do ouvido para a pesquisa;

Ao Eduardo Nunes pela disponibilidade em realizar a microtomografia dos ossos do ouvido;

Ao Leandro Seles Dorneles por enriquecer o trabalho com sua importante contribuição;

Aos colegas do Grupo de Biomecânica e da Pós Graduação do Departamento de Engenharia de Estruturas por contribuir com valiosas informações e pelo apoio;

Ao João pelo amor, compreensão e paciência durante o mestrado;

E a todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho;

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

Introdução: A otosclerose é uma doença hereditária, que atinge cerca de 0,5 a 1% da população, sendo bilateral na maioria dos casos. Um dos principais sintomas é a perda da audição, importante no processo de comunicação que constitui uma necessidade básica do ser humano. Estudos biomecânicos que simulam a otosclerose são pouco descritos na literatura científica. **Objetivo:** Simular a otosclerose usando um modelo massa-mola unidimensional e desenvolver um modelo geométrico tridimensional do ouvido. **Metodologia:** O modelo unidimensional massa-mola é formado por seis massas (volume de ar do conduto auditivo externo, tímpano, martelo, bigorna, estribo e fluidos cocleares), além de molas e amortecedores que simulam os ligamentos e músculos de sustentação. Simulou-se a otosclerose no modelo proposto a partir das características que a doença apresenta e com isso aumentou-se da rigidez de 10 e 100 vezes no ligamento anular do estribo e aumento da massa do estribo em 5 vezes. Para a construção do modelo tridimensional utilizou-se uma amostra de três ossos do ouvido, martelo, bigorna e estribo oriundo do Instituto de Ciências Biológicas da UFMG. Os ossos foram levados para o laboratório de Materiais e Cerâmicos da UFMG para realização de uma exame de imagem com a utilização do microtomógrafo de raios X SkyScan 1172. As imagens dos três ossos obtidas foram importadas para um programa de processamento de imagens Simpleware®, que reconstruiu digitalmente os três ossos do ouvido resultando em um modelo geométrico tridimensional para cada um deles. Os modelos geométricos dos ossos foram importados para o programa Rapidform XOR/Redesign que é capaz de gerar modelos sólidos, com uma menor quantidade de dados. A membrana timpânica e os ligamentos foram inseridos juntamente com os modelos geométricos dos ossos, no programa SolidWorks 19.4, software de desenho assistido por computador de acordo com os parâmetros anatômicos encontrados na literatura. **Resultados:** No modelo unidimensional houve uma diminuição do deslocamento do estribo nas frequências graves com o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo e uma redução do deslocamento do estribo nas frequências agudas com aumento da sua massa. O aumento da rigidez do ligamento anular do estribo pode estar relacionado ao estágio inicial da doença, do ponto de vista audiométrico, enquanto que o aumento de tecido ósseo sugere um avanço da doença. No modelo tridimensional foi possível obter uma geometria compatível com a anatomia do ouvido médio e semelhante aos modelos

já validados na literatura. **Conclusão:** Os resultados do modelo unidimensional vão ao encontro dos achados audiológicos da doença e sugerem a necessidade de obter um diagnóstico precoce do ligamento anular do estribo, a fim de detectar o quanto antes as perdas auditivas ocasionadas por suas alterações. O modelo geométrico tridimensional do ouvido poderá ser útil para posterior simulação do seu comportamento dinâmico usando o método dos elementos finitos em programas de engenharia assistida a fim de melhor compreender a audição normal e com otosclerose, simular patologias e possíveis formas de tratamento.

Palavras-chave: otosclerose, ouvido médio, biomecânica, mecânica computacional

Abstract

Introduction: Otosclerosis is a hereditary disease that affects from about 0.5 to 1% of the population. It is bilateral in most of cases. A major symptom is hearing loss. Biomechanical studies that simulate otosclerosis are poorly described in the literature. **Objective:** Simulate otosclerosis using a one-dimensional mass-spring model and create one tridimensional geometric model of the ear. **Methods:** The one-dimensional mass-spring model consists of six masses (air volume of the external ear canal, eardrum, malleus, incus, stapes and cochlear fluid), plus springs and dashpots simulating the ligaments and muscles supporting. In this study, we simulated otosclerosis by an increase of 10 to 100 times of the stapedial annulus ligament stiffness and an increase by 5 times of the stapes mass. The three-dimensional model was constructed using a sample of three ear bones, malleus, incus and stapes, originated from the Institute of Biological Sciences, UFMG. The ear bones were taken to the laboratory and Ceramic Materials UFMG for conducting a test image using the X-ray SkyScan 1172. The images obtained from the three bones were imported into an image processing program, Simpleware®, which digitally reconstructed three ear bones resulting in a three-dimensional geometric model for each of them. The geometric models of the bones were imported into Rapidform software XOR / Redesign which is capable of producing solid models with a smaller amount of data. The tympanic membrane and the ligaments were inserted along with geometric models of the bones, using SolidWorks 19.4, computer aided design software, according to the anatomical parameters found in the literature. **Results:** In the one-dimensional model stapes displacement were reduced at lower frequencies with increasing stiffness of the stapedial annulus ligament and reducing the displacement of the stapes in high frequencies with increased its mass. The increase of stapedial annulus ligament stiffness may be related to the initial stage of the disease, from the viewpoint audiometric, while increased bone tissue volume suggests a progression of the disease. In the three-dimensional model was possible to obtain a geometry compatible with the anatomy of the middle ear. **Conclusion:** The results of the one-dimensional model met the audiological findings that suggest the disease and the need for early diagnosis of the annular ligament of the stapes in order to detect as soon as the hearing loss caused by your changes. The tridimensional geometric model of the ear can be used to simulate dynamic behavior using finite-element method to understand the normal hearing, pathology and treatment.

Lista de Figuras

Figura 1 Representação do sistema auditivo	17
Figura 2 Pavilhão auricular	18
Figura 3 Pavilhão auricular e conduto auditivo externo	19
Figura 4 Orelha média.....	19
Figura 5 Visão anterior do Martelo.....	20
Figura 6 Visão lateral da bigorna.....	21
Figura 7 Visão superior do estribo.....	21
Figura 8 Cadeia ossicular com ligamentos e músculos.....	22
Figura 9 Labirinto ósseo.....	23
Figura 10 Representação de sistema massa-mola livre e não amortecido	27
Figura 11 Representação do sistema massa-mola livre e amortecido.....	28
Figura 12 Representação do sistema massa-mola livre e amortecido e submetido a uma força $f(t)$	29
Figura 13 Curva de Audibilidade	32
Figura 14 Curvas de Ponderação	33
Figura 15 Exemplo de um audiograma	37
Figura 16 Fones supra-aurais modelo TDH 39	37
Figura 17 Vibrador ósseo Radioear modelo B-71	38
Figura 18 Audiômetro.....	38
Figura 19 Símbolos utilizados na audiometria	39
Figura 20 Exemplo de um audiograma com perda auditiva condutiva	42
Figura 21 Exemplo de um audiograma com perda auditiva mista	42
Figura 22 Exemplo de um audiograma com perda auditiva neurossensorial.....	43
Figura 23 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau I	48
Figura 24 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau II.....	49

Figura 25 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau III.....	50
Figura 26 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau IV	51
Figura 27 Representação esquemática de um sistema massa-mola que simula o sistema auditivo.....	55
Figura 28 Amostra dos ossículos do ouvido	59
Figura 29 Microtomógrafo de raios X SkyScan 1172	60
Figura 30 Computador que controla o microtomógrafo de raios X SkyScan 1172.....	61
Figura 31 Rede de três computadores para a reconstrução dos modelos	61
Figura 32 Modelo tridimensional do martelo	62
Figura 33 Modelo tridimensional da bigorna	63
Figura 34 Modelo tridimensional do estribo	63
Figura 35 Martelo com 324 faces sólidas.....	64
Figura 36 Bigorna com 311 faces sólidas	65
Figura 37 Estribo com 328 faces sólidas.....	65
Figura 38 Espectro em bandas de oitava com níveis de pressão sonora em dBNPS e dBNA	67
Figura 39 Deslocamento normal do estribo e com aumento de 10 vezes e 100 vezes do ligamento anular do estribo.	68
Figura 40 Deslocamento normal do estribo e com aumento da sua massa	69
Figura 41 Deslocamento normal do estribo, com aumento da rigidez do ligamento anular do estribo e aumento da sua massa.	70
Figura 42 Membrana timpânica do modelo geométrico do ouvido.....	76
Figura 43 Ossículo martelo do modelo geométrico do ouvido	78
Figura 44 Ossículo bigorna do modelo geométrico do ouvido	79
Figura 45 Ossículo estribo do modelo geométrico do ouvido.....	81
Figura 46 Modelo geométrico tridimensional do ouvido médio	82

Lista de Tabelas

Tabela 1 Tabela de conversão para a curva de ponderação A.....	34
Tabela 2 Classificação da perda auditiva de acordo com o grau.....	40
Tabela 3 Classificação da perda auditiva de acordo com o tipo.....	41
Tabela 4 Valores de M1, M2, M3, M4, M5 e M6 usados no modelo discreto massa-mola	55
Tabela 5 Valores de K1, K2, K3, K4, K5 e K6 usados no modelo discreto massa-mola	56
Tabela 6 Valores de C1, C2, C3, C4, C5 e C6 usados no modelo discreto massa-mola	56
Tabela 7 Comparação entre as dimensões da membrana timpânica no modelo com outros autores	77
Tabela 8 Comparação entre as dimensões do martelo entre os diferentes autores	78
Tabela 9 Comparação entre as dimensões da bigorna com diferentes autores.....	80
Tabela 10 Comparação entre as dimensões do estribo do modelo e outros autores.....	81
Tabela 11 Dimensões das estruturas dos ligamentos e músculos do ouvido médio do modelo	83

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	12
1.1. Objetivos da dissertação	14
Objetivo geral	14
Objetivos específicos	14
1.2. Justificativa	14
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DO OUVIDO HUMANO.....	16
2.2. CONCEITOS BÁSICOS DE ACÚSTICA	25
2.3. NOÇÕES BÁSICAS DE VIBRAÇÃO	26
2.4. O DECIBEL.....	30
2.5. AVALIAÇÃO BÁSICA DA AUDIÇÃO	34
2.6. OTOSCLEROSE.....	44
2.6 ESTUDOS BIOMECÂNICOS DO SISTEMA AUDITIVO NORMAL E COM OTOSCLEROSE	52
METODOLOGIA.....	54
3.1 Modelo Discreto Massa-Mola que simula a audição normal e na otosclerose	54
3.2 MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL DO OUVIDO MÉDIO.....	58
RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
4.1 MODELO UNIDIMENSIONAL DISCRETO MASSA-MOLA DO SISTEMA AUDITIVO NORMAL E COM OTOSCLEROSE.....	66
4.2 MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL DO OUVIDO	75
CONCLUSÕES	84

5.1 PERSPECTIVAS DE TRABALHOS FUTUROS	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86

1

INTRODUÇÃO

Os estudos biomecânicos do sistema auditivo têm sido amplamente retratados na literatura. O ouvido humano é um órgão sensorial que nos permite captar e interpretar as informações do meio, fundamental para o processo de comunicação, que constitui uma necessidade básica do ser humano (Bertachini, Gonçalves, 2002). A perda da audição pode comprometer a linguagem, o desenvolvimento cognitivo, a inteligibilidade da mensagem falada, afetar o convívio social do indivíduo e por isso é fundamental o diagnóstico precoce da deficiência auditiva (Rosylyn-Jensen, 1996). Portanto, compreender melhor o funcionamento da audição, simular as patologias encontradas no ouvido, antecipar as suas consequências auditivas, assim como prever possíveis formas de tratamento, tem sido motivo para os estudos biomecânicos desse complexo sistema sensorial.

Os primeiros trabalhos biomecânicos da audição foram direcionados ao estudo de orelhas de animais, porém os resultados encontrados ainda não eram apropriados para serem aplicados na audição humana (Funnell, Laszlo (1978); Funnell et al.(1987); Ladak e Funnell, (1996)). Atualmente os trabalhos têm focado no desenvolvimento de modelos biomecânicos capazes de simular a audição humana. Para isso, tem-se desenvolvido modelos

unidimensionais e tridimensionais com o objetivo de representar o sistema auditivo, o mais fidedignamente possível (Sun et al. (2002); Koike et al. (2002); Feng e Gan (2002); Huber et al. (2002); Feng e Gan (2004); Gan et al.(2004); Dai et al.(2007); Gan et al.(2007); Liu et al (2009); Zhao et al.(2009); Garbe et al (2010); Gan et al. (2010).

Diante dos trabalhos encontrados na literatura podemos perceber que eles estão direcionados no desenvolvimento de modelos biomecânicos que analisam o comportamento normal da audição e sugerem a simulação de patologias. Há, portanto, uma escassez de trabalhos que simulem as doenças encontradas no ouvido, tais como a otosclerose, objeto de estudo desse trabalho.

A otosclerose é uma doença na cápsula óssea labiríntica, paredes da orelha interna, e se estende nos ossículos do ouvido médio (Engstrom, Hockert, 1962). É hereditária, degenerativa da cápsula ossea labirintica, acompanhado por novos focos de formação óssea e aumento da vascularização local (Hungria, 1988). Além da cápsula óssea labiríntica, o segundo local mais atingido é envolta da janela oval e na platina do estribo (Beales, 1987). Os sintomas comumente encontrados são: perda da audição, zumbido e vertigem. Ocorre entre 0,5% a 1% da população, sendo mais recorrente em mulheres (Soder et al., 2009). É uma doença cuja evolução é dividida em quatro graus: I, II, III e IV. Essa classificação se refere ao estágio em que a doença se encontra, do ponto de vista audiométrico (Hungria, 1998). O tratamento mais consolidado para otosclerose, principalmente quando se refere à perda auditiva condutiva, é a cirurgia com a colocação de prótese no estribo (Hungria, 1998). Há várias técnicas utilizadas pelos cirurgiões, mas a obtenção de um bom resultado depende da experiência do cirurgião, da existência de um gap aéreo-ósseo menor que 10 dB, ou seja, uma pequena diferença entre os limiares encontrados pela via aérea e via óssea no exame da audiometria, além do mínimo de perda auditiva do tipo neurosensorial (Freitas et al, 2006; Soder, 2009).

Com relação à otosclerose há poucos estudos biomecânicos que simulam a doença. Os estudos relatados que analisam a otosclerose descrevem apenas o comportamento do estribo, no que diz respeito ao seu deslocamento, quando altera a rigidez do ligamento anular do estribo, característica inicial da doença (Feng e Gan (2004); Huber et al.(2003). No entanto, percebe-se que outras características da doença como aumento da massa do estribo, encontrado nos estágios mais avançados, ainda não foram simuladas. Além disso, não foi possível encontrar na literatura uma relação entre as alterações encontradas no sistema

auditivo provocada pela otosclerose com os achados clínicos da doença, principalmente no que se refere à audição.

Com isso, pretende-se desenvolver um modelo biomecânico do ouvido, unidimensional e um modelo geométrico tridimensional do ouvido médio para ser usado posteriormente para simular diferentes patologias. Os resultados encontrados no modelo unidimensional irão determinar como as alterações encontradas nos estágios inicial e final da otosclerose influenciam na audição e sugerir o estudo de novas formas de diagnóstico e intervenção precoce. O modelo geométrico tridimensional do ouvido médio poderá ser utilizado para posterior simulação não só da otosclerose, como também de outras doenças a fim de contribuir com mais informações, prever possíveis consequências para audição e sugerir futuramente o estudo do diagnóstico precoce de diferentes estruturas do ouvido, que quando alteradas ocasionam a perda da audição.

1.1. Objetivos da dissertação

Objetivo geral

Desenvolver uma análise do ouvido utilizando um modelo unidimensional discreto massa-mola com seis graus de liberdade e um modelo geométrico tridimensional do ouvido médio para posterior simulação usando o método dos elementos finitos.

Objetivos específicos

1. Desenvolver um modelo unidimensional discreto massa-mola do ouvido para audição normal e otosclerose, de forma a melhor compreender os achados clínicos e audiológicos dessa doença na literatura;
2. Desenvolver um modelo geométrico tridimensional do ouvido médio para posterior simulação de doenças usando o método dos Elementos Finitos.

1.2. Justificativa

Na literatura há poucos estudos biomecânicos no ouvido que simulam a otosclerose e não há uma relação entre os resultados encontrados com os achados clínicos e audiológicos da doença. Além disso, os artigos simulam apenas as características iniciais da otosclerose, que nesse caso se refere ao aumento da rigidez do ligamento anular do estribo, em detrimento do aumento de massa que pode ocasionar nos estágios mais avançados da doença.

Prentende-se com esse estudo simular características que retratam o mais fielmente a realidade da doença nos estágios inicial e final e, a partir dos resultados obtidos, comparar como eles influenciam na perda da audição e como isso interfere no convívio social.

A idéia inicial de desenvolver um modelo geométrico tridimensional do ouvido médio tem a finalidade de poder representar as estruturas do ouvido o mais próximo da realidade. Posteriormente a geometria poderá ser utilizada para simular diferentes patologias utilizando o método dos elementos finitos, prever os resultados antecipadamente de diferentes formas de tratamento utilizadas atualmente, desenvolver novas formas de tratamento, comparar os resultados com o modelo unidimensional, assim como fazer uso do modelo na prática clínica por profissionais na área de saúde com o intuito de explicar os mecanismos fisiológicos da audição normal e quando alterada.

2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DO OUVIDO HUMANO

O ouvido humano é o órgão responsável pela audição e o equilíbrio, localizado no osso temporal do cérebro. É capaz de captar e interpretar as ondas sonoras mecânicas oriundas do ambiente, transformá-las em sinais elétricos e conduzi-las até o córtex cerebral, pelo nervo auditivo, onde serão interpretadas. O sistema auditivo humano é dividido em central e

periférico. O sistema auditivo central compreende o nervo e o córtex cerebral e o periférico, no ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno (Zemlin, 2005). Na Figura 1 podem ser visualizados os sistemas auditivo central e periférico.

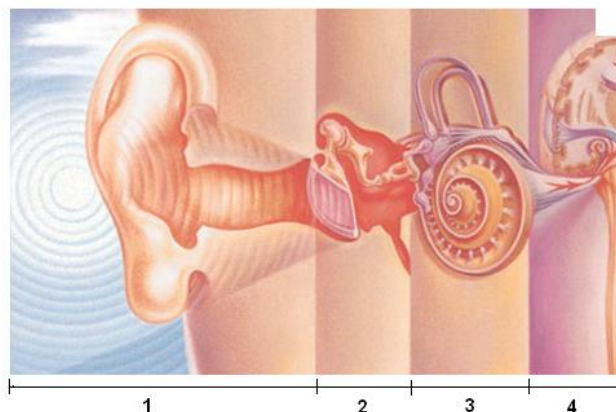


Figura 1 Representação do sistema auditivo

1: Ouvido externo 2: Ouvido médio 3: Ouvido interno 4: Córtex auditivo

Fonte: Pickles, 1998

O ouvido externo é uma parte do sistema auditivo periférico, que tem a função de proteção contra danos mecânicos, captar e conduzir a onda sonora até o ouvido médio (Zemlin, 2005). É constituído pelo pavilhão auricular e pelo meato acústico externo (Bonaldi et al., 2003).

O pavilhão auricular é constituído por cartilagem com bordas, faces e elevações, denominadas: hélice, escafa, fossa triangular, tubérculo auricular, antélice, hélice, concha, anitrago, lóbulo, ramo da antélice, incisura anterior, trago e incisura intertrágica (Dangelo e Fattini, 1987). A Figura 2 mostra o pavilhão auricular com suas faces bordas e elevações.

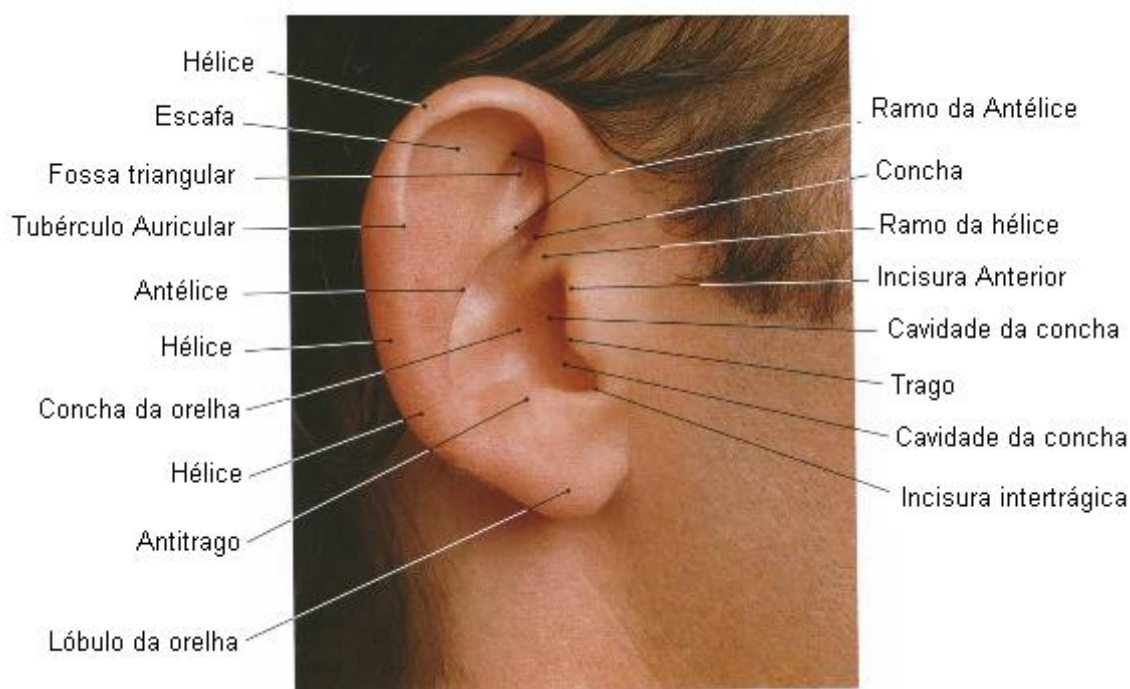


Figura 2 Pavilhão auricular

Fonte: Sobotta, 2008

O meato acústico externo estende do pavilhão auricular até a membrana timpânica, localizada no ouvido médio. É um canal, cujo comprimento é de aproximadamente 25 mm de comprimento e formato sigmoide (Lopes, 1994).

As ondas sonoras captadas pelo pavilhão auricular são conduzidas pelo meato acústico externo até tímpano (Zemlin, 2005). A Figura 3 mostra o pavilhão auricular e o conduto auditivo externo.

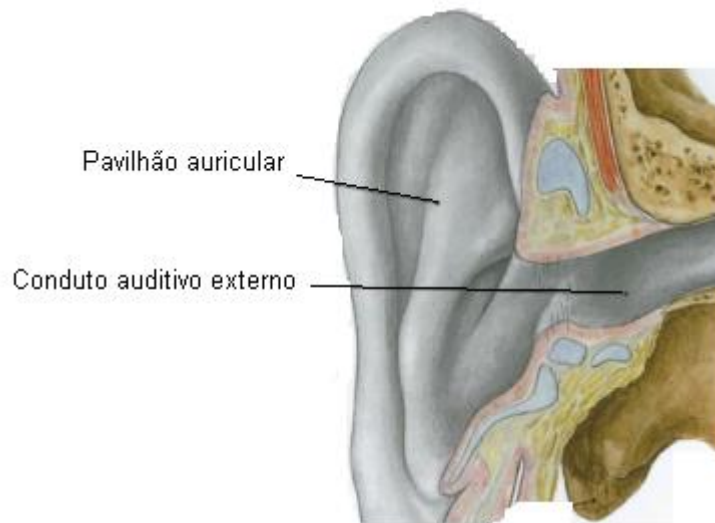


Figura 3 Pavilhão auricular e conduto auditivo externo

Fonte: Sobotta, 2008

O ouvido médio é uma parte do sistema auditivo periférico responsável pelo acoplamento de impedância entre o meio aéreo da orelha média e o meio líquido da orelha interna, proporcionando reflexão mínima e a transmissão máxima da energia sonora para a orelha interna (Bonaldi et al.,2003). É constituída pela membrana timpânica e por uma cavidade timpânica preenchida por ar, constituída pelos ossículos da audição, martelo bigorna e estribo, músculo estapédio, músculo tensor do tímpano e ligamentos (Bonaldi et al.,2003). A Figura 4 mostra o ouvido médio e os ossículos que o constituem.

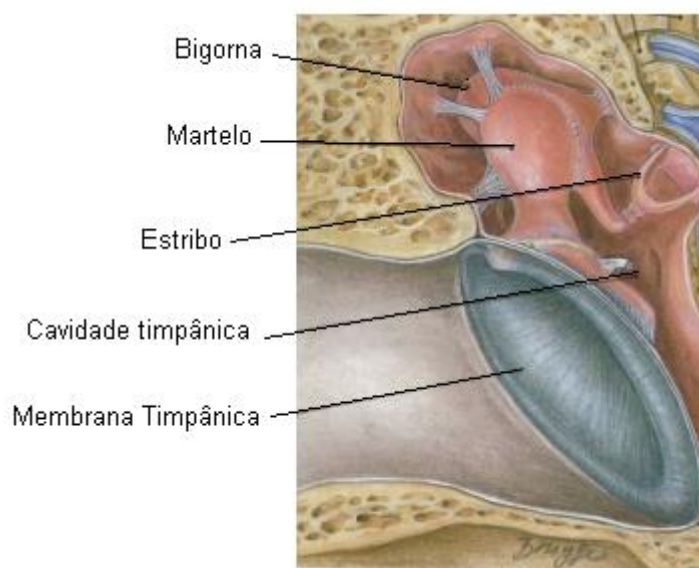


Figura 4 Orelha média

Fonte: Sobotta, 2008

A membrana timpânica forma um septo entre o meato acústico externo e a orelha média. É uma membrana fina, semitransparente, cuja forma é elíptica e levemente côncava, devido a tração exercida pelos ossículos do ouvido médio. O comprimento vertical mede em torno de 9 a 10 mm, o diâmetro entre 8 e 9 mm e a espessura em torno de 0,1 mm. No entanto, o formato e as medidas da membrana são bastante variáveis (Anson e Donaldson, 1973).

Apresenta uma parte flácida e uma parte tensa e movimenta em resposta as vibrações do ar que passam pelo meato acústico externo e que a alcança (Anson e Donaldson, 1973).

Os ossículos do ouvido médio, martelo, bigorna e estribo, constituem uma cadeia móvel e são limitados pela membrana timpânica e pela janela oval (Anson, Donaldson, 1973). A principal função deles é transmitir as vibrações sonoras para o meio líquido da orelha interna e protegê-la da entrada de vibrações sonoras excessivas (Zemlin, 2005).

O martelo é um dos ossículos que encontra fixado a membrana timpânica. Anatomicamente constitui de cabeça, colo, cabo ou manúbrio e dois processos, o lateral e o anterior, que atuam como uma alavanca juntamente com o cabo, o qual está fixado na membrana timpânica (Anson e Donaldson, 1973). A Figura 5 mostra uma visão anterior do martelo.



Figura 5 Visão anterior do Martelo

Fonte: Sobotta, 2008

A bigorna é um ossículo situado entre o martelo e o estribo constituído por um corpo e dois ramos. O corpo articula com a cabeça do martelo, o ramo longo com o estribo e o ramo curto está unido por um ligamento à parede posterior da cavidade timpânica (Anson e Donaldson, 1973). A Figura 6 mostra uma visão lateral da bigorna.



Figura 6 Visão lateral da bigorna

Fonte: Sobotta, 2008

O estribo é o menor ossículo e é formado por uma cabeça, dois ramos, anterior e posterior, e uma base. A cabeça articula com a bigorna e a base se fixa a janela oval. A Figura 7 mostra uma visão superior do estribo.

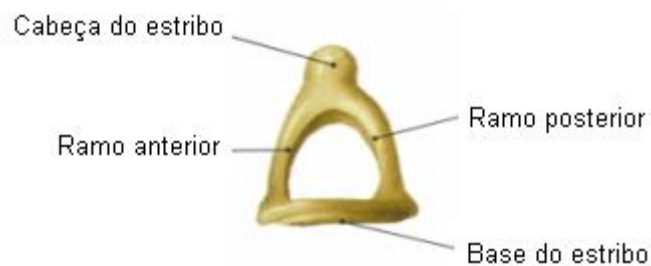


Figura 7 Visão superior do estribo

Fonte: Sobotta, 2008

O ouvido médio é constituído por ligamentos, músculos e articulações, responsáveis pela suspensão dos ossículos (Anson e Donaldson, 1973). Os principais ligamentos são:

ligamento superior do martelo, ligamento lateral do martelo, ligamento anterior do martelo, ligamento superior da bigorna, ligamento posterior da bigorna e ligamento anular do estribo (Anson, Donaldson,1973) . Os músculos que compõem a orelha média são: músculo tensor do tímpano e o músculo do estribo. Eles têm função de proteger e resistir aos movimentos dos ossículos da audição (Anson, Donaldson,1973). O músculo tensor do tímpano está inserido no cabo do martelo, tem aproximadamente 25 mm de comprimento, enquanto que o músculo do estribo tem em torno de 6mm de comprimento (Zemlin, 2005)

A articulação entre o martelo e a bigorna é denominada articulação incudestapedia (Anson, Donaldson,1973) .

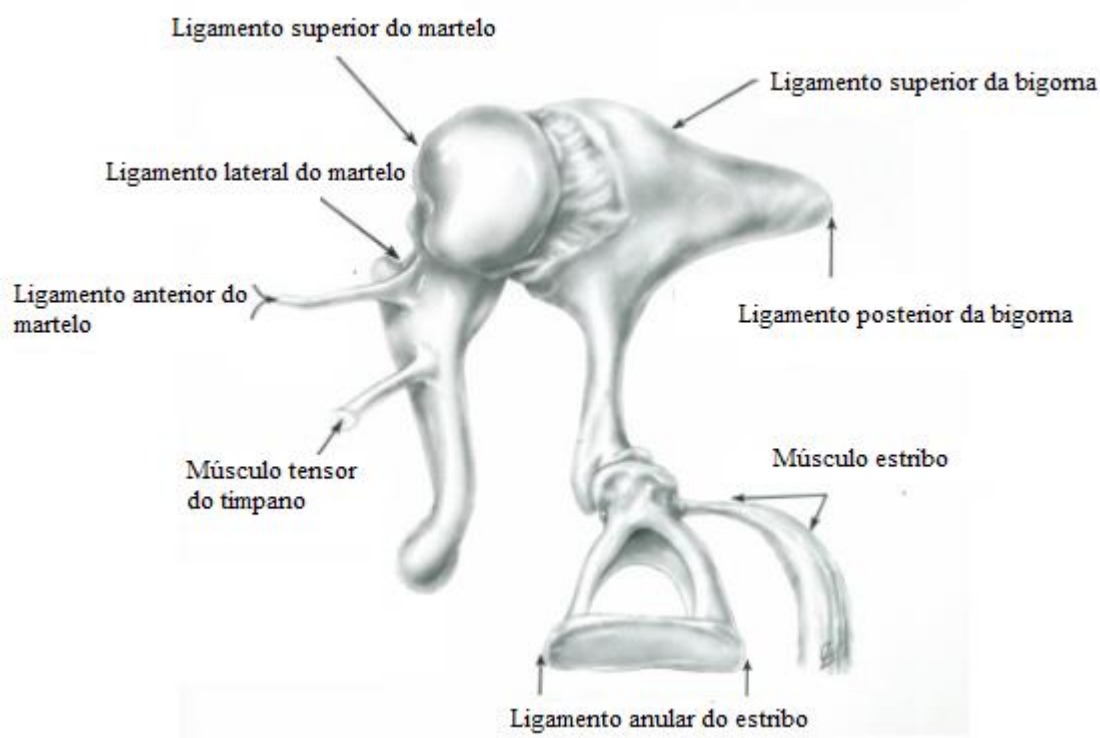


Figura 8 Cadeia ossicular com ligamentos e músculos

Fonte: Anson, Donaldson, 1973

O ouvido interno é uma parte do sistema auditivo periférico relacionada com a recepção do som e a manutenção do equilíbrio. Está envolvida por uma cápsula ósea labiríntica e é dividida em duas partes: labirinto ósseo e labirinto membranáceo (Anson e Donaldson, 1973)

O labirinto ósseo é um espaço com líquido circundado pela capsula óssea labiríntica. É formado pela cóclea, vestibulo e canais semicirculares (Anson e Donaldson, 1973).

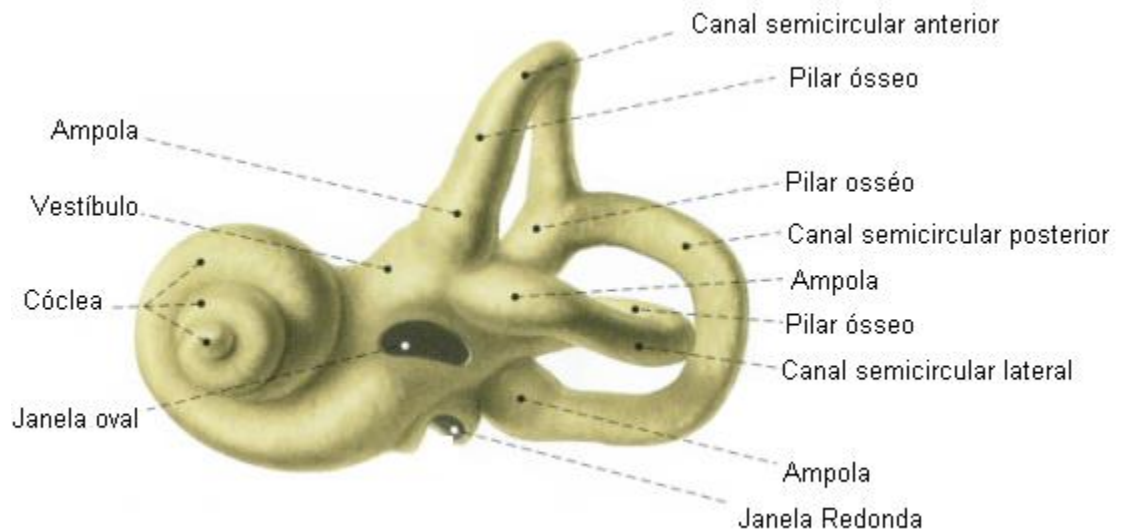


Figura 9 Labirinto ósseo

Fonte: Kopf-Maier, 1990

O labirinto membranáceo é preenchido por um líquido, a endolinfa, e é formado pelos ductos semicirculares, sáculo, utrículo e ducto coclear (Anson e Donaldson, 1973).

O caminho percorrido pela energia sonora inicia no pavilhão auricular, em seguida é conduzida pelo canal auditivo externo até a membrana timpânica e cadeia ossicular, depois segue para o ouvido interno, nervo auditivo até o nível do córtex cerebral (Menezes e Motta, 2005).

Inicialmente a onda sonora é captada pelo pavilhão auricular e conduzida para o meato acústico externo, um conduto que promove a reflexão sonora até a membrana timpânica. Assim que a membrana timpânica recebe a energia sonora ela vibra na mesma frequência.

Há três caminhos que a onda sonora pode percorrer para chegar até a orelha interna. Um deles é a condução direta pelo ar por meio da orelha média, ou seja, a energia sonora excita a membrana timpânica e transmite a vibração diretamente para a orelha interna (Zemlin, 2005). O outro caminho ocorre diretamente pelos ossos do crânio para a orelha interna (Zemlin, 2005). Uma terceira via está relacionada à transmissão da vibração mecânica pela cadeia ossicular até a base do estribo (Zemlin, 2005). Essa via envolve o mecanismo de

alavanca da cadeia ossicular e a diferença de área entre a membrana timpânica e a janela oval. O sistema de alavanca da cadeia ossicular envolve os três ossículos, martelo, bigorna e estribo, que estão articulados entre si e que amplificam a força das vibrações sonoras ao nível da janela oval. O comprimento da cabeça do martelo é cerca de 1,3 vezes maior que o processo longo da bigorna. A bigorna representa o ponto de apoio da alavanca do sistema ossicular. As alavancas consistem basicamente em uma barra alongada que pode girar em torno de um ponto de apoio. A alavanca do tipo interfixa, que constitui a cadeia ossicular possui um apoio situado entre dois pontos, um de aplicação da força motriz e o outro da resistência. A força motriz é aplicada na membrana timpânica, o ponto de apoio situa ao longo da bigorna e coincide com o centro de gravidade e eixo de rotação entre os ossículos, e a resistência é a janela oval. Como o comprimento do martelo é 1,3 maior que o ramo da bigorna, uma pequena força motriz na membrana timpânica resulta numa força 1,3 maior aplicado no estribo que está acoplado à janela oval (Russo, 1999).

A diferença entre a área da membrana timpânica, que separa orelha externa da orelha média, e a janela oval, membrana que separa orelha média da orelha interna, aumenta a pressão sonora que chega a orelha interna. A área da membrana timpânica é 17 vezes maior quando comparada com área da janela oval (Russo, 1999). Embora a força exercida pela membrana timpânica seja a mesma sobre o estribo, a pressão no estribo é aumentada por um fator igual a razão entre as áreas efetivas (Russo, 1999). A força transmitida de uma área maior para uma área menor resulta em uma pressão aumentada proporcionalmente na área menor (Russo, 1999). Se unir o sistema de alavanca e a diferenças entre as áreas do tímpano e da janela oval, esses dois sistemas de amplificação na orelha média resultarão em um aumento de 22 vezes, ou seja, a pressão exercida pelo estribo na janela oval é cerca de 22 vezes maior que aquela que atingiu a membrana timpânica (Russo, 1999). A ação transformadora da cadeia ossicular combina a baixa impedância do ar com alta impedância dos fluidos cocleares, acoplando as impedâncias entre os diferentes meios, aéreo e líquido, a fim de promover máxima transmissão de energia acústica (Russo, 1999).

A pressão mecânica que foi amplificada na orelha média é transformada em pressão hidráulica. Essa pressão hidráulica irá estimular as células sensoriais, localizadas no órgão de corti, a despolarizarem e desencadearem um impulso elétrico. Este é o mecanismo de transdução que a orelha interna desempenha ao transformar a energia mecânica em energia eletroquímica nervosa (Russo, 1993).

As vias auditivas centrais iniciam na recepção do sinal elétrico pelo nervo auditivo, VIII par craniano, que será conduzido primeiramente para o núcleo olivar superior, seguido do lemnisco lateral, colículo inferior, corpo geniculado medial e córtex auditivo, onde a informação auditiva será interpretada (Russo, 1993).

2.2. CONCEITOS BÁSICOS DE ACÚSTICA

A onda sonora é produzida por uma fonte que, quando estimulada, produz perturbações ou variações na densidade do seu meio (Russo, 1999; Kinsler, 1985). O som também pode ser definido como uma forma de energia que é transmitida por meio de moléculas que vão de encontro umas as outras sucessivamente. Portanto, o som pode ser representado por várias rarefações e compressões do meio em que se propaga a partir da fonte sonora (Gerges, 2000).

Quanto à direção da propagação, a onda sonora é classificada como longitudinal, uma vez que ela oscila paralelamente à direção da propagação. Além disso, a natureza da onda sonora é mecânica, porque precisa de um meio para se propagar e é tridimensional, pois sua propagação ocorre em todas as direções (Russo, 1999).

A amplitude é definida como o deslocamento horizontal das partículas materiais a partir da sua posição de equilíbrio. Quanto maior a amplitude de uma onda sonora, maior será o resultado dessa onda sobre o meio. A amplitude está relacionada com a intensidade sonora, pressão e energia transportada pelo som (Russo, 1999). A intensidade mínima audível compreende entre 0 dB NPS e 120 dB NPS, enquanto que a intensidade capaz de causar desconforto encontra-se próximo a 140 dB NPS (Menezes et al. 2005).

A frequência é o número de vibrações que as partículas materiais realizam em um segundo, cuja unidade de medida é o Hz (Russo, 1999; Menezes et al., 2005). A orelha humana é capaz de perceber sons que variam de 20 Hz a 20.000 Hz, sendo melhor entre 100 Hz e 10.000 Hz (Russo, 1999; Menezes et al., 2005). No entanto o ouvido humano não é igualmente sensível dentro dessa faixa de frequência (Gerges, 2000).

A frequência natural é a frequência na qual o sistema oscila após uma perturbação inicial e depende da massa e rigidez (Russo, 1999). Quanto maior a massa, menor a frequência e quanto maior a rigidez maior a frequência natural (RUSSO, 1999).

O período é o tempo que as partículas de materiais levam para completar um ciclo e a unidade de medida é o segundo (Russo, 1999).

O deslocamento é a distância entre a posição de equilíbrio e a posição atingida pelo corpo em um determinado instante (Russo, 1999). Quanto maior o deslocamento, maior será a pressão que será incidida sobre a partícula adjacente e, portanto, maior será a pressão sonora da onda que se propaga (Russo, 1999).

A propagação da onda sonora ocorre devido à força exercida sobre as moléculas de ar que produzirá regiões de alta densidade, compressão, baixa densidade e rarefação (Russo, 1999). No entanto pode haver obstáculos no trajeto da propagação, e no caso de campo aberto, a presença de ventos e a temperatura também podem dificultar a propagação da onda sonora (Gerges, 2000).

2.3. NOÇÕES BÁSICAS DE VIBRAÇÃO

O termo vibração ou oscilação representa qualquer movimento que se repete após um intervalo de tempo. Um sistema vibratório inclui uma maneira de armazenar energia potencial na mola, outra forma para armazenar energia cinética na massa e um meio para perder energia, representado pelos amortecedores (Rao, 2009).

As posições de todas as partes de um sistema, ou seja, o número de coordenadas independentes, define qual o número de graus de liberdade desse sistema (Rao, 2009). Os sistemas que possuem número finito de graus de liberdade são denominados sistemas discretos e aqueles com número infinito de graus de liberdade são chamados de contínuos (Rao, 2009).

As vibrações podem ser classificadas como: livres e forçadas. Nas vibrações livres, não há força externa atuando sobre o sistema e nas vibrações forçadas ocorre o contrário, ou seja, existe uma força atuando no sistema. Na prática a amplitude do movimento diminui com o tempo devido à resistência oferecida pelo meio. Os sistemas vibratórios também são divididos em com amortecimento e sem amortecimento. As vibrações não amortecidas ocorrem quando nenhuma energia é dissipada em função do atrito ou resistência e as vibrações amortecidas ocorrem quando qualquer energia é perdida por algum desses motivos (Rao, 2009).

Os elementos básicos que formam um sistema vibratório são: mola, massa e o amortecedor.

A Figura 10 representa um sistema massa-mola com um grau de liberdade, uma vez que somente a coordenada (x) determina a posição da massa. O sistema é considerado livre porque não há nenhuma força aplicada. Na Figura 10, m é a massa do corpo, k a rigidez e x o deslocamento.

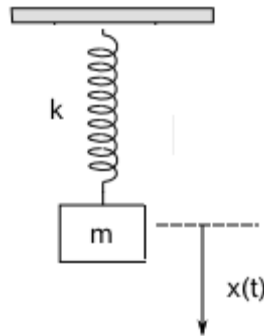


Figura 10 Representação de sistema massa-mola livre e não amortecido

A equação que representa o sistema massa-mola livre e não amortecido é:

$$m\ddot{x} + kx = 0 \quad (2.1)$$

Onde m é a massa, k e a rigidez, x representa o deslocamento da matriz e \ddot{x} a aceleração.

Assumindo que $x = \vec{X} e^{j\omega t}$ (2.2)

$$\ddot{x} = -\omega^2 \vec{X} e^{j\omega t} \quad (2.3)$$

A equação 2.1 pode ser representada da seguinte maneira:

$$[-\omega^2 m + k] \vec{X} e^{j\omega t} = 0 \quad (2.4)$$

Se considerarmos uma solução harmônica para cada coordenada, as equações do movimento resultam em uma equação que gera o número de frequências naturais correspondentes ao número de coordenadas do sistema, ou número de graus de liberdade (Rao, 2009). A frequências naturais são frequências que podem ser observadas em um

sistema vibratório após a aplicação de um distúrbio transiente (RAO, 2009). Ela pode ser calculada utilizando as seguintes equações:

$$\omega = 2\pi f \text{ (rad/s)} \quad (2.5)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ (rad/s)} \quad (2.6)$$

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \text{ (Hz)} \quad (2.7)$$

A Figura 11 representa um sistema massa-mola com um grau de liberdade, livre, mas amortecido. Na Figura 11, m representa a massa do corpo, k a rigidez, x o deslocamento e c o amortecimento.

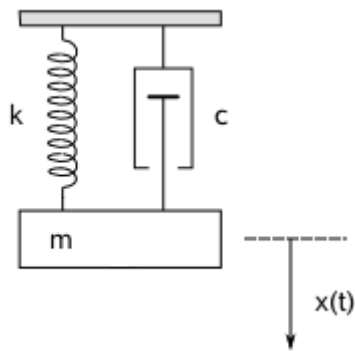


Figura 11 Representação do sistema massa-mola livre e amortecido

A equação do movimento é dada por:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = 0 \quad (2.8)$$

Onde m é a matriz massa, c é a matriz amortecimento, k e a matriz rigidez, x representa o deslocamento, \ddot{x} representa aceleração e \dot{x} , a velocidade do sistema.

$$x = \vec{X} e^{j\omega t} \quad (2.9)$$

$$\ddot{x} = -\omega^2 \vec{X} e^{j\omega t} \quad (2.10)$$

$$\dot{x} = j\omega \vec{X} e^{j\omega t} \quad (2.11)$$

Nas vibrações forçadas o sistema oscila na frequência da força aplicada $f(t)$. A Figura 12 representa um sistema massa-mola com um grau de liberdade amortecido e submetido a uma força $f(t)$.

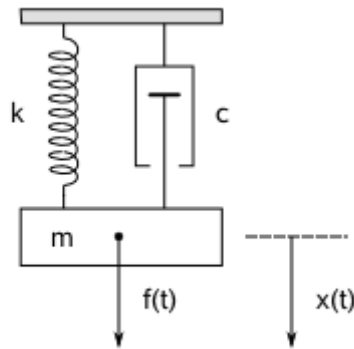


Figura 12 Representação do sistema massa-mola livre e amortecido e submetido a uma força $f(t)$

A equação do movimento é dada por:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f \quad (2.13)$$

Onde: $f = f_0 e^{j\omega t} \quad (2.14)$

A partir da equação 2.9, 2.10 e 2.11 podemos representar a equação do movimento livre amortecido e submetido a uma força $f(t)$ por:

$$-\omega^2 m x + j\omega c x + kx = f_0 \quad (2.15)$$

onde m é a massa, c é o amortecimento, k é a rigidez, x representa o deslocamento, \ddot{x} a aceleração, \dot{x} a velocidade e $f(t)$ uma força externa aplicada em cada massa.

Caso seja aplicado uma excitação arbitrária ao sistema de vibração livre e a frequência natural coincidir com a força aplicada o sistema entrará em ressonância (Rao, 2009). Cada frequência natural do sistema está relacionada a um modo natural de vibração ou modo normal (Rao, 2009). Sendo assim, um sistema com uma quantidade determinada de graus de liberdade, terá a mesma quantidade de frequências naturais. Contudo, quando o número de graus de liberdade aumenta, a solução característica da equação fica cada vez mais complexa.

Um método usado para aproximar um sistema contínuo como um sistema com vários graus de liberdade envolve a substituição da massa ou inércia distribuída por um número finito de massas concentradas (Rao, 2009). Nesse caso a massa concentrada está ligada por elementos elásticos e amortecedores, desprovidos de massa (Rao, 2009). Portanto, o número de coordenadas para descrever o movimento está relacionado ao número de massas concentradas multiplicado pelo número de graus de liberdade de cada massa, o que define o número de graus de liberdade de um sistema (Rao, 2009).

2.4. O DECIBEL

O decibel (dB) é uma unidade logarítmica utilizada para representar qualquer grandeza física. Como o ouvido humano é capaz de responder a uma larga faixa de frequência, que compreende o limiar de audição até o limiar da dor, e a escala logarítima é maior comparado com a escala linear, optou-se pela utilização dessa escala, o decibél. No entanto, é necessário haver uma referência para a escala decibél a ser utilizada (Gerges, 2000).

Um decibel (1 dB) equivale a $10^{0,1}$ e é igual a 1,26, ou seja, representa a variação da intensidade em 1,26 vezes. Três decibels (3 dB) corresponde a $10^{0,3}$ e é 2, ou seja, mostra que o dobro da intensidade sonora corresponde a um aumento de 3 dB (Gerges, 2000).

O nível de intensidade acústica é dado por:

$$NIS = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.16)$$

I = Intensidade acústica em Watt/m²

I_0 = Intensidade de referência 10^{-12} Watt/m². Esse valor corresponde à intensidade de um tom de 1000Hz.

O resultado encontrado na equação (3.1) é expresso em dB NIS, ou seja, nível de intensidade sonora.

O nível de pressão sonora é dado por:

$$NPS = 20 \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (2.17)$$

P = pressão N/m²

$P_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ N/m}^2$ e representa o valor de referência que corresponde ao limiar da audição em 1000Hz.

O decibel é um valor relativo, por isso é necessário sempre saber o valor de referência, ou valor padrão que foi utilizado. Esse valor se refere a menor intensidade ou pressão capaz de ser ouvida (Frota, 2003).

Na equação (2.2) o resultado da expressão numérica é em dB NPS, ou seja, nível de pressão sonora. A escala dB representa uma melhor correlação com a audibilidade humana comparada com a escala absoluta (N/m^2) (Gerges,2000).

Sabe-se, também, que o ouvido humano não é igualmente sensível para todas as frequências e por isso montou-se uma curva formada por todos os sons que produzem a mesma sensação auditiva a uma determinada intensidade, tendo como referencia a frequência de 1000 Hz. Nessa pesquisa, encontrou-se que a região de maior sensibilidade auditiva estava entre 3000 Hz e 4000 Hz e as curvas foram denominadas curvas de igual audibilidade (Russo, 1999).

A inteligibilidade da fala é característica em determinadas frequências e concentra-se mais nas consoantes. As vogais são mais intensas e situam-se nas altas frequências, região de maior sensibilidade auditiva da curva de audibilidade. No entanto, o entendimento da mensagem é mais dependente dos sons consonantais, cuja distribuição da energia acústica é bem pequena e geralmente está situada nas frequências acima de 2000 Hz. Os sons abaixo de 500 Hz, por exemplo, concentram cerca de 60% da energia acústica, mas somente 5% colaboram com a inteligibilidade da fala. Entre 500 Hz e 1000 Hz, a concentração de energia acústica e a inteligibilidade são aproximadamente 35%. Para sons acima de 1000 Hz a concentração de energia acústica é de 5% sendo esta importante para a inteligibilidade de 60% da informação (Russo, 2009). Portanto, indivíduos com perda auditiva, principalmente nas altas frequências, terão uma dificuldade maior no entendimento da mensagem, uma vez que os sons nessas frequências apresentam uma importante contribuição na inteligibilidade.

A Figura 13 mostra as curvas de igual audibilidade.

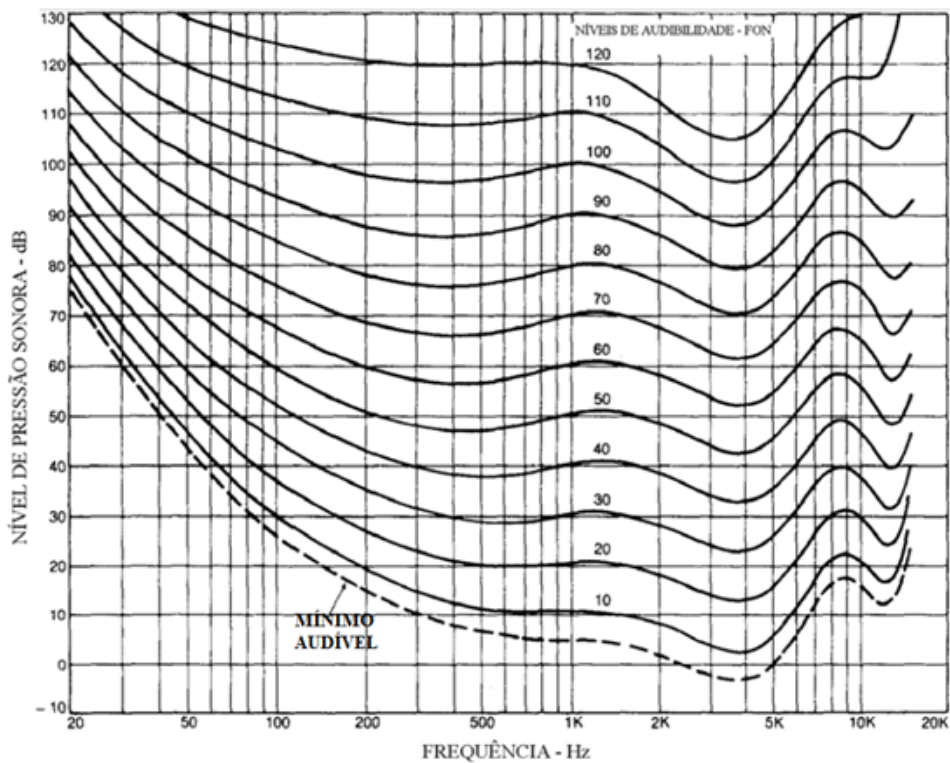


Figura 13 Curva de Audibilidade

Fonte: Bistafa, 2006

Diante do exposto acima, houve uma necessidade em corrigir os valores calculados com base nos descritores puramente físicos, de modo que os resultados fossem compatíveis com a resposta do ouvido, que não varia linearmente com a frequência. Para obter esse efeito foram introduzidos filtros de ponderação nos aparelhos de medição e obtida curva de ponderação A, B, C e D (Figura 11). A curva A é aquela que mais aproxima da audição humana (Bistafa, 2006).

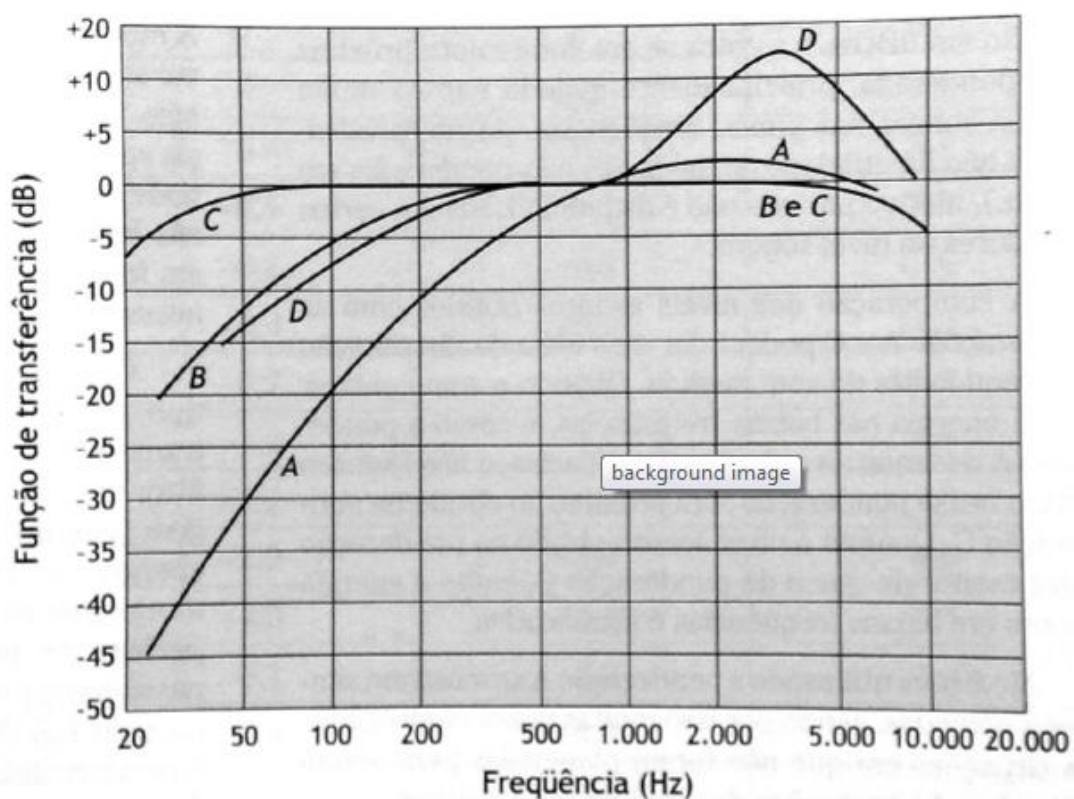


Figura 14 Curvas de Ponderação

Fonte: Bistafa, 2006

Na prática clínica audiológica, os exames de audiometria são normalmente relacionados a escala dB NA. O dB NA surgiu da necessidade de padronização de valores de nível de pressão sonora para as diferentes frequências padrão na audiolgia, pois é, também, a curva que mais aproxima da percepção do som pelo ouvido humano (Frota, 2003).

Para determinação dos valores de dB NA, que serviram de base para a primeira norma técnica sobre o assunto publicada pela *American Standards Association* em 1951, definiu-se como 0 dB NA o menor nível de pressão sonora audível por um sujeito normal. Entretanto, é importante notar que 0 dB NA não significa ausência de som.

A Tabela 1 mostra a relação, para algumas frequências, entre a intensidade sonora dB NPS e a curva A (dB).

Correção para os NPS			
Frequência (Hz)	Curva A [dB]	Curva B [dB]	Curva C [dB]
250	-8,6	-1,3	0
500	-3,2	-0,3	0
1000	0	0	0
2000	+1,2	-0,1	-0,2
4000	+1	-0,7	-0,8
8000	-1,1	-2,9	-3

Tabela 1 Conversão para a curva de ponderação A

Fonte: Gerges, 2000

Essa tabela com algumas frequências mostra que o ouvido humano é mais sensível entre 1000 e 4000 Hz e menos sensível a sons acima e abaixo dessas frequências (Gerges, 2000).

2.5. AVALIAÇÃO BÁSICA DA AUDIÇÃO

Na prática clínica existem inúmeros testes para avaliar a função auditiva. Para tanto, utilizamos testes psicoacústicos e eletrofisiológicos, entre os quais: audiometria tonal limiar, audiometria de reforço visual ou condicionada, audiometria de campo livre com pesquisa de ganho funcional, avaliação auditiva comportamental, avaliação do processamento auditivo, logaudiometria, testes com diapasão, testes supraliminares, medidas de imitância acústica, limiar de desconforto, eletrococleografia, potencial evocado auditivo de curta latência, potencial evocado auditivo de média latência, potencial evocado auditivo de longa latência, emissões otoacústicas evocada transientes, emissões otoacústicas evocadas por produto de distorção, emissão otoacústica com supressão e triagem auditiva (Frota, 2003).

No entanto, os exames mais difundidos para avaliar a audição são a audiometria tonal, vocal e imitanciometria. Portanto, neste trabalho será descrito apenas a audiometria tonal e vocal para compreensão dos diferentes estágios da otosclerose do ponto de vista audiométrico que será mostrado posteriormente.

Para realização da audiometria tonal, inicialmente é feita uma anamnese e realizado a meatoscopia. Na anamnese são obtidas informações sobre a queixa do paciente, a exposição dele ao ruído, presença de dor, otorréia, dificuldade de entender as palavras, diminuição da audição, presença de zumbido, vertigem, antecedentes otológicos, uso de medicamentos entre outras informações importantes (Frota, 2003). Na meatoscopia são analisados o meato acústico externo e a membrana timpânica, a fim de eliminar qualquer presença de corpo estranho ou excesso de cera, que podem trazer informações incorretas sobre a audição (Becker et al.,1999; Frota, 2003)

A audiometria tonal consiste em uma pesquisa dos limiares aéreos e ósseos. (Becker et al.,1999; Frota, 2003). Por meio desse exame é possível aferir e quantificar as perdas auditivas, assim como estabelecer o seu topodiagnóstico (Frota, 2003). Para realização do exame são necessárias uma sala e uma cabine acusticamente tratadas, um audiômetro, aparelho eletroacústico utilizado para obtenção dos limiares auditivos e fones de ouvido.

O audiômetro de tons puros é um instrumento projetado de tal forma que a leitura zero para cada frequência corresponde a audição para jovens adultos normais e para isso existem padrões especificados. Assim, ao realizar a audiometria tonal, verifica-se a diferença em decibel por frequência que o indivíduo tem em relação à audição da maioria da população (Freitas, 2003).

As pesquisas das vias aéreas e ósseas são realizadas por meio de fones de ouvido e vibrador ósseo e utiliza-se o tom puro. Na via aérea, o som percorre pelo ouvido externo, médio e por fim chega até a cóclea. Na via óssea, o som chega diretamente até a cóclea por meio da vibração do crânio. O gap corresponde a diferença entre os limiares aéreos e ósseos na mesma frequência, para o mesmo ouvido. O limiar de audibilidade corresponde a menor intensidade sonora necessário para provocar uma resposta em 50% das apresentações (Frota, 2003).

O exame inicia pela audiometria tonal. O examinador deverá explicar para o paciente que o objetivo do teste é encontrar a menor intensidade de som que ele é capaz de perceber e a cada vez que ele escutar, deve avisar imediatamente para o examinador. Os fones são colocados de acordo com a padronização internacional, na orelha direita fica a cor vermelha e na orelha esquerda o de cor azul. O teste começa pela orelha que o paciente relata escutar melhor e depois é realizado na outra orelha. A pesquisa começa nas frequências agudas, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz e 8000 Hz, e depois nas frequências graves 500 Hz e 250 Hz. O tom puro apresentado nas frequências 250Hz, 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hz e 8000Hz pelo

audiômetro, pode ser forma contínua e pulsátil, e em várias intensidades, até o paciente sinalize a menor intensidade que escuta (Frota, 2003).

Os limiares auditivos são obtidos em decibel dentro de uma faixa de frequência que varia de 250 Hz até 8000 Hz. Espera-se que um indivíduo normal tenha limiares auditivos até 25 dB NA em todas as frequências analisadas. Há duas técnicas usadas para obtenção desses limiares: técnica ascendente e técnica descendente. Na técnica descendente pesquisa-se o limiar audível para inaudível. Na técnica ascendente, ocorre o contrário, a pesquisa ocorre do som inaudível para o som audível. É recomendado iniciar a pesquisa com 40 dB NA para pessoas que aparentemente não demonstram diminuição da audição e para aquelas com alguma dificuldade em entender a conversação, recomenda-se iniciar com 80 dB NA. Durante o exame pode haver necessidade de usar o mascaramento, que é um ruído utilizado na orelha contralateral à testada, a fim de elevar o seu limiar e evitar que ajude a orelha testada (Frota, 2003).

Após a pesquisa dos limiares aéreos, é realizada a pesquisa dos limiares ósseos, que tem como finalidade encontrar os limiares tonais da via óssea e comparar com os limiares da via aérea para verificar se há algum comprometimento no ouvido médio e externo. No teste é colocado um vibrador com uma haste na mastóide do indivíduo, o qual deverá sinalizar toda vez que escutar o estímulo sonoro. A técnica utilizada pode ser ascendente, descendente como já dito anteriormente. As frequências testadas são: 500, 1000, 2000, 3000 e 4000 Hz. O estímulo auditivo é dado nas frequências relatadas acima, em várias intensidades até o paciente relatar a menor intensidade que escuta (Frota, 2003).

A marcação dos resultados é feita em um audiograma, que se constitui de um gráfico cujas abscissas encontram-se as frequências de 250Hz a 8000Hz na escala logarítima e nas ordenadas as intensidades em dB NA de -10 a 110 dB, organizadas de forma linear e graduadas de 10 em 10 dB (Frota, 2003).

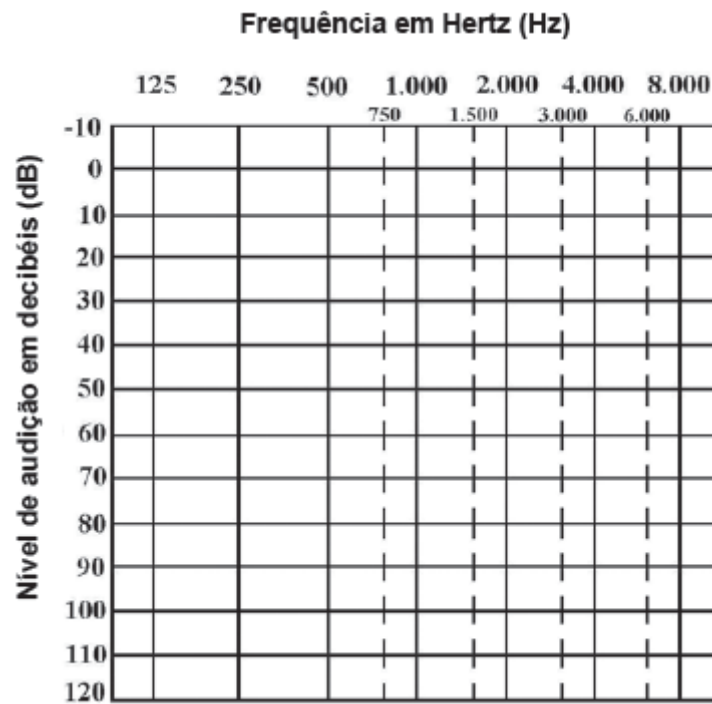


Figura 15 Exemplo de um audiograma



Figura 16 Fones supra-aurais modelo TDH 39

Fonte: Petroso, 2002

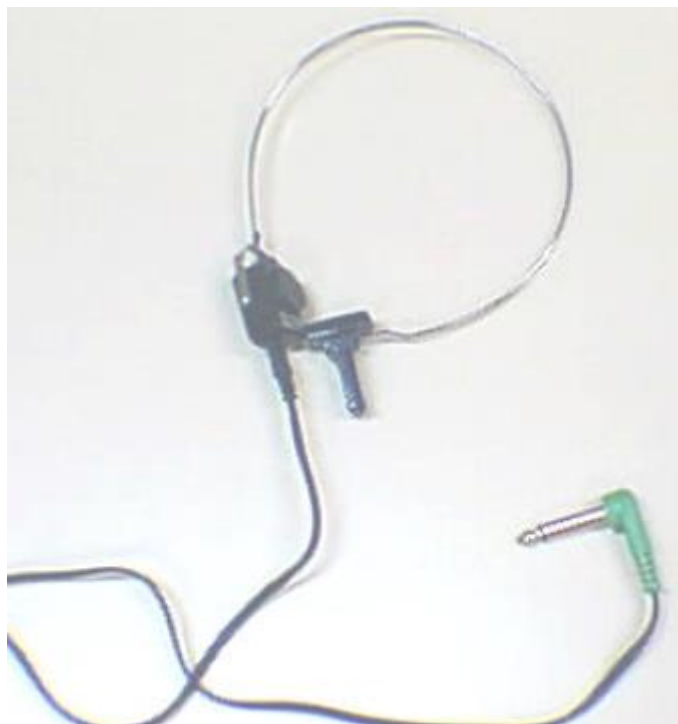


Figura 17 Vibrador ósseo Radioear modelo B-71
Fonte: Pedroso, 2002



Figura 18 Audiômetro
Fonte: Pedroso, 2002

A simbologia utilizada no exame encontra-se na Figura 19. Em vermelho representam os valores resultantes da orelha direita e em azul os limiares encontrados na orelha esquerda. Caso o indivíduo não responda no limite de saída máxima do audiômetro é acrescentada uma seta para baixo, ou seja, ausência de resposta (Frota,2003).

	Via aérea	Via óssea	Ausência de resposta (Via aérea)	Ausência de resposta (Via óssea)
Orelha direita sem mascaramento	O	<	⊙	↘
Orelha esquerda sem mascaramento	X	>	⊗	↙
Orelha direita com mascaramento	△	[⊙△	↘]
Orelha esquerda com mascaramento	□]	⊗□	↙]

Figura 19 Símbolos utilizados na audiometria

Após a realização da audiometria tonal é feita uma avaliação com os limiares aéreos e ósseos, além da verificação se são compatíveis com a queixa apresentada na anamnese (Frota, 2003).

Os dados coletados na audiometria podem ser classificados quanto ao grau e o tipo da perda auditiva. Quanto ao grau da perda auditiva, são considerados a média dos limiares tonais em 500 Hz, 1000 Hz e 2000 Hz e a classificação mais comum é a de Lloyd e Kaplan (1978), que propõe grau leve, moderado, severo e profundo. Na Tabela 2 está a classificação da perda auditiva de acordo com o grau, segundo Lloyd Kaplan, 1978.

Tabela 2 Classificação da perda auditiva de acordo com o grau

Média Tonal em 500,1000 e 2000 Hz	Classificação
≤ 25 dB NA	Audição normal
26 - 40 dB NA	Perda auditiva de grau leve
41 - 55 dB NA	Perda auditiva de grau moderado
56 - 70 dB NA	Perda auditiva de grau moderadamente severo
71 - 90 dB NA	Perda auditiva de grau severo
≥ 91 dB NA	Perda auditiva de grau profundo

Os indivíduos com perda auditiva até 40 dB geralmente não manifestam sintomas, ou seja, tem uma audição socialmente normal visto que os sons das consoantes são bem identificados e exercem papel importante na compreensão da palavra. Na faixa entre 40 dB e 65 dB de perda auditiva, o indivíduo possui nítida dificuldade de comunicação social, e com isso passa a se isolar e fugir do convívio social. Geralmente tendem a ficar com familiares que se acostumam a falar numa intensidade mais forte. Quando a perda auditiva atinge a faixa dos 65 dB, a dificuldade aumenta, e mesmo com forte intensidade o indivíduo não consegue compreender a fala. A partir de 90dB a audição é drasticamente afetada socialmente (Albernaz, 2008).

A Tabela 3 encontra-se a classificação do tipo de perda auditiva proposta por Silman e Silverman, 1997.

Tabela 3 Classificação da perda auditiva de acordo com o tipo

Tipo de perda	Características da perda
Perda auditiva Condutiva	Limiars de via óssea normais, ou seja, menores ou iguais a 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15 dB.
Perda auditiva neuro-sensorial (ou sensório-neural)	Limiars de via óssea maiores do que 15 dB NA e limiars de via aérea maiores do que 25 dB NA, com gap aéreo-ósseo de até 10 dB.
Perda auditiva mista	Limiars de via óssea maiores do que 15 dB NA e limiars de via aérea maiores do que 25 dB NA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15 dB.

A perda auditiva neurossensorial indica que houve uma lesão na cóclea ou no oitavo par craniano. A perda auditiva condutiva mostra que a lesão encontra-se no ouvido externo e/ou ouvido médio. A perda auditiva mista ocorre quando a lesão apresenta simultaneamente na cóclea, e no ouvido externo e/ou ouvido médio (Frota, 2003).

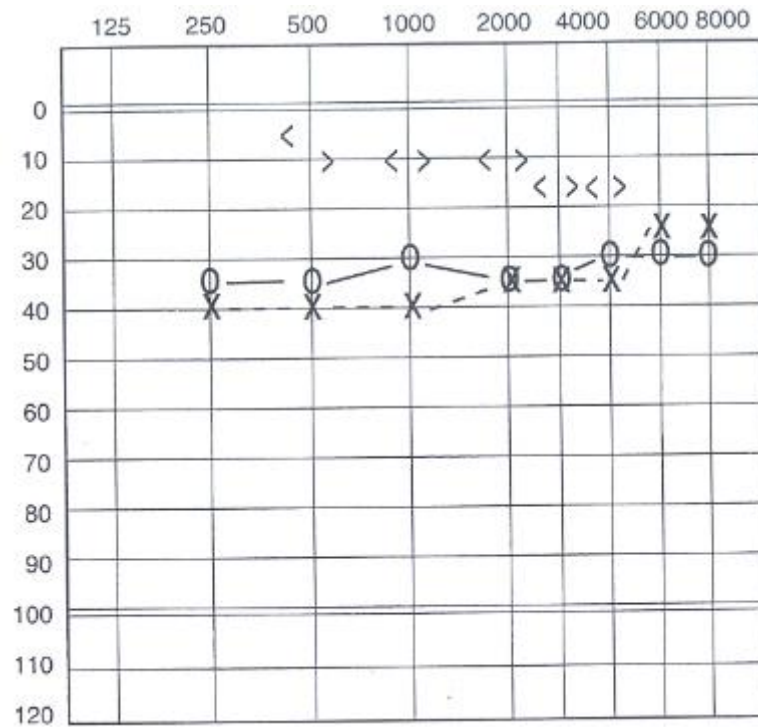


Figura 20 Exemplo de um audiograma com perda auditiva condutiva
 Fonte: Frota, 2003

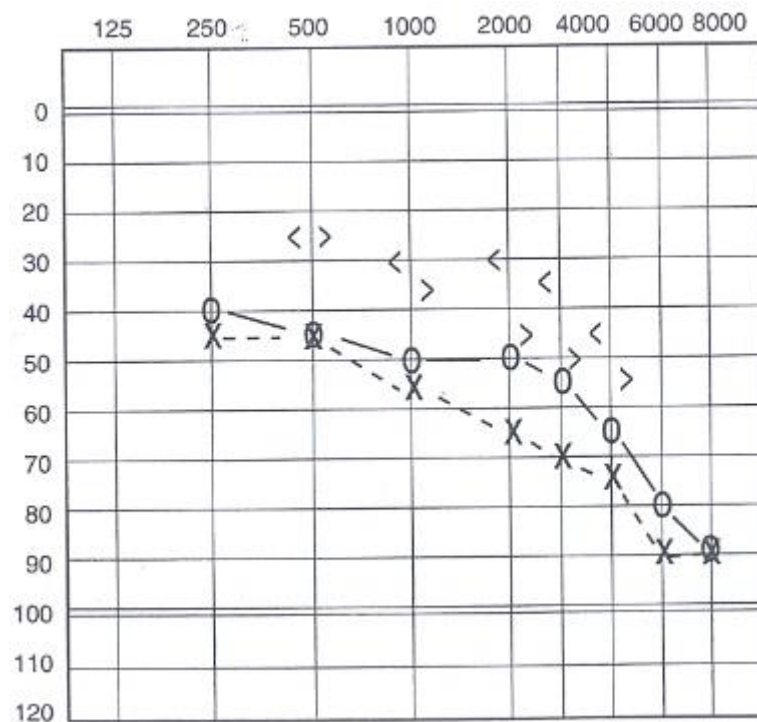


Figura 21 Exemplo de um audiograma com perda auditiva mista
 Fonte: Frota, 2003

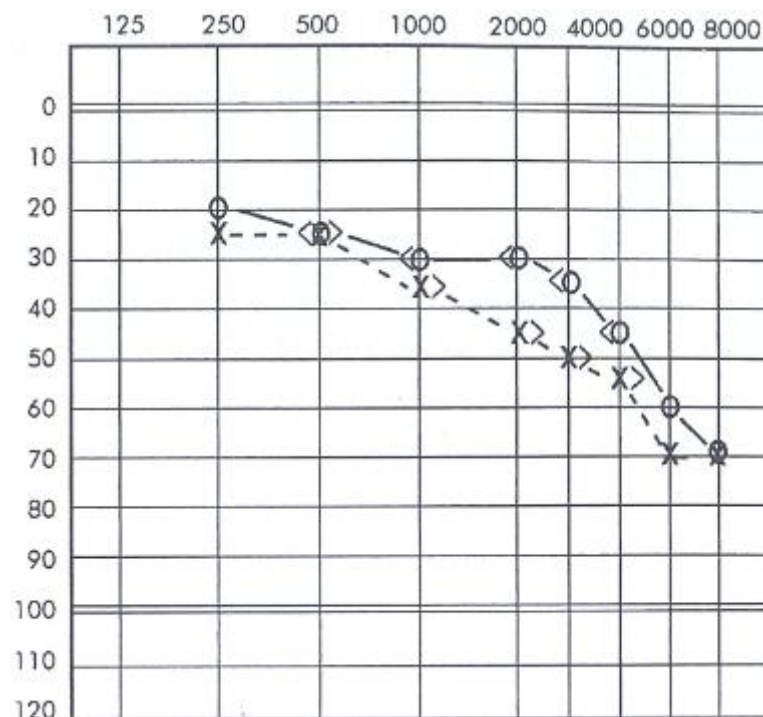


Figura 22 Exemplo de um audiograma com perda auditiva neurossensorial

Fonte: Frota, 2003

A audiometria vocal ou também chamada de logaudiometria tem como objetivo mensurar a capacidade de detecção e discriminação da palavra, confirmar as respostas obtidas na audiometria tonal nas frequências que se relacionam a fala, colaborar com a detecção das perdas auditivas, assim como avaliar o rendimento social-auditivo do indivíduo. É formada por três testes: limiar de recepção da fala, limiar de detectabilidade da voz e índice percentual de reconhecimento da fala. Para a realização dos testes, o indivíduo deve estar em uma cabine acusticamente tratada e ser orientado a repetir uma série de palavras da maneira que entender (Frota, 2003).

O limiar de recepção da fala identifica a menor intensidade que o indivíduo consegue identificar 50% das palavras e tem como objetivo confirmar os limiares tonais da via aérea na audiometria tonal. O teste se inicia com uma intensidade 30 dB ou 40 dB acima dos limiares aéreos já obtidos e são emitidos uma lista de palavras trissílabas ou polissílabas que o paciente deverá repetir da maneira como entendeu. Cada palavra é dita em uma intensidade que diminui de 10 em 10 dB até que o paciente não consegue mais repeti-las. A partir de então aumenta-se a intensidade de 5 em 5dB até que o paciente obtenha 50% de acerto na repetição das palavras (Frota, 2003).

O limiar de detecção da fala é um teste que examina a menor intensidade que o indivíduo consegue perceber a voz humana, sem necessariamente compreendê-la. Normalmente esse teste é realizado em sujeitos com perda auditiva profunda. No teste o examinador emite as sílabas pá-pá-pá e pede-se que o paciente levante a mão ou realize qualquer outro gesto que avise que ouviu as sílabas. O nível de intensidade é considerado quando o paciente é capaz de escutar 50% das apresentações (Frota, 2003).

O índice percentual de reconhecimento da fala mede a inteligibilidade da fala e consiste no maior número de palavras que o paciente consegue repetir. No teste são acrescentados 40 dB na média dos limiares tonais em 500 Hz, 1000 Hz e 2000 Hz para estabelecer em que intensidade o examinador irá emitir uma lista de 25 palavras monossílabos ou dissílabos. O paciente deverá repetir as palavras ouvidas e cada acerto representa 4%, totalizando 100% se ele acertar todas as palavras (Frota, 2003). Se a porcentagem de acertos variar entre 90% a 100% não há nenhuma dificuldade de compreensão. Porém, se a variação ocorrer de 75% a 90% essa dificuldade começa a aparecer, de 60% a 75% já apresenta uma dificuldade moderada e entre 50% a 60% esse problema acentua e atrapalha a conversação. Por fim, valores menores que 50% mostram uma incapacidade de acompanhar a conversação (Frazza et.al, 2004).

Nas perdas auditivas condutivas, sugere-se um prejuízo na condução do som por alterações da orelha externa e/ou média que causam somente uma perda da intensidade com pouca ou nenhuma alteração na discriminação da fala. Normalmente é encontrado no teste IRF, índice de reconhecimento da fala, pontuações que variam de 88% a 100% . Nas perdas auditivas neurossensoriais, geralmente a curva audiométrica é descendente com perda pior nas frequências agudas, cuja queixa dos pacientes é não entender o que escutam, pois há um comprometimento na inteligibilidade da fala. Além disso, é comum encontrar nesse tipo de perda fenômeno do recrutamento, que é uma sensação anormal da intensidade. Nesse fenômeno os indivíduos queixam que a voz está baixa e quando a intensidade é ligeiramente elevada são percebidos como sons muito intensos gerando até mesmo um incomodo (Frazza et al, 2004).

2.6. OTOSCLEROSE

A otosclerose é uma doença hereditária, autossômica dominante e progressiva (Hungria,1988; Sakihara et al.(1999a); Frota (2003); Salomone et al (2008)) cuja incidência é

de 0.5 a 1% da população, sendo que entre 70 a 90% dos casos ocorre bilateralmente (Salomone et al., 2008) e é predominante no sexo feminino (Hungria (1988); Sakihara et al. (1999a); Sakihara et al. (1999b); Frota (2003)).

A etiologia da otosclerose ainda é controversa. Sabe-se que fatores endócrinos, principalmente em mulheres durante a gravidez podem aumentar a progressão da doença. Isso porque o hormônio estrógeno estimula a atividade dos osteócitos e participa da formação do foco otosclerótico (Menger e Tange (2003); Miller et al.(2005); Schrauwen et al.(2009)). A disfunção na paratireóide, que leva alteração dos níveis de cálcio e fósforo também pode ser causa da otosclerose, já que a concentração desses minerais foi significativamente maior nesses sujeitos. As disordens no sistema auto-imune e os fatores genéticos também são considerados uma das causas da otosclerose. Há evidência de que o gene da otosclerose está localizado intervalo 16c-M do cromossomo 7q34-36 (Menger e Tange (2003); Schrauwen et al.(2009)). Em torno de 50% dos casos, os fatores genéticos e hereditários podem ser a causa da otosclerose ((Niedermeyer et al., 2001). As doenças virais tem sido fator para a causa da otosclerose, visto que após a vacina do sarampo houve diminuição drástica da doença (Menger e tange (2003); Schrauwen et al.(2009)). Não só as doenças virais, mas alteração na expressão do colágeno, inflamação e presença de receptores virais e antígenos na área afetada podem estar associadas às causas da otosclerose (Karosi, Sziklai, 2010).

É uma doença que ocorre na capsula ótica labiríntica, paredes da orelha interna, localizada no osso temporal que provoca um enrijecimento da platina do estribo na janela oval e posterior destruição da porção neurosensorial da cóclea (Hungria, 1988). Tal fato ocorre devido a um processo de reabsorção e neoformação óssea desordenada na cápsula ótica labiríntica, que acomete indivíduos geneticamente predispostos (Salomone et al., 2008).

Para melhor compreensão da origem patológica da remodelação óssea na doença, é necessário entender como ocorre o seu funcionamento normal, que difere dos demais ossos do corpo humano (Bloch et al.,2010). A partir da 16ª semana de gestação o processo de remodelação óssea na capsula óssea labiríntica diminui, quando o esperado para os demais ossos do esqueleto humano seria o contrário (Bloch et al., 2010).

De uma maneira geral, o tecido ósseo é formado osteócitos, osteoblastos e osteoclastos, fibras de colágeno e substância fundamental. Os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção óssea, ou seja, destruição do osso. A reabsorção óssea ocorre porque os osteoclastos precisam ser trocados naturalmente por células novas, os osteoblastos, que quando maduras e definitivas são denominadas osteócitos (Pereira, 2010). O equilíbrio da

atividade destas células resulta no processo de destruição e remodelação óssea, controlado por vários fatores, como a osteoprotegerina (OPG), receptor do fator nuclear Kappa B (Rank) que liga ao Rankl. O Rank ao ser ligado ao Rankl, promove a ativação e a sobrevivência dos osteoclastos, enquanto que o OPG atua como antagonista que liga e inativa o Rankl, promove a apoptose e suprime a ativação dos osteoclastos (Pereira, 2010). O OPG é expresso em níveis elevados no ouvido interno e entra na cápsula ótica labiríntica por meio de aberturas intercelulares localizadas no seu revestimento interno (Bloch et al., 2010). Essas aberturas acomodam osteócitos viáveis que formam uma rede funcional interna. Acredita-se que quando há alguma falha nessa rede funcional, por algum motivo capaz de impedir a entrada de OPG, células que promovem reabsorção óssea podem ativar o processo de remodelação óssea (Bloch et al., 2010). Com isso, um novo tecido ósseo é formado na cápsula ótica labiríntica com alto teor celular e vascular (Pereira, 2010).

Na capsula óssea ótica labiríntica, o processo de remodelação óssea é mínimo ou até mesmo inexistente na fase adulta, porém quando ocorre em condições patológicas, como na otosclerose (Pereira, 2010) é capaz de trazer efeitos secundários ao sistema auditivo e vestibular (Hueb et al, 1991).

Frequentemente, as lesões otoscleróticas surgem anteriormente à janela oval, e posteriormente podem também atingir as proximidades da janela redonda entre outras regiões da orelha interna (Hueb et al. (1991); Palacios et al.(2000); Schrauwen et al. (2009); Pereira, (2010)). A região da capsula óssea labiríntica é a mais frequentemente acometida, seguida da janela oval e do estribo, sendo que o martelo e a bigorna raramente são afetados (Beales, 1987).

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

Portanto, no sistema auditivo a otosclerose é caracterizada por um aumento na rigidez do ligamento anular do estribo na sua fase inicial (Rocha, 1994), e esse aumento pode alcançar 10 vezes o seu valor (Feng, Gan et al., 2004) ou até mesmo 100 vezes (Huber et al., 2003), como mostra simulações em modelos biomecânicos do sistema auditivo. Além disso, o aumento tecido ósseo com aumento do volume de células em até 5 vezes em

indivíduos com otosclerose também é uma característica da doença, já que no tecido com otosclerose o volume de células aumenta nessa proporção (Frost, 1962).

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 (Salomone et al.(2008); Min et al., (2010)). Os exames de imagem também são utilizados, contudo a tomografia computadorizada é a mais usada (Salomone et al., 2008). Estudos com tomografias de sujeitos com otosclerose revelam a presença e o avanço do foco otosclerótico, que quando localizados inicialmente anterior a janela oval estão associadas às perdas auditivas condutivas, enquanto que quando localizados na cóclea revelam perda auditiva neurossensorial nos exames de audiometria. Entretanto, a tomografia tem suas limitações, pois não detectam um aumento da rigidez do ligamento anular, o qual está relacionado ao estágio inicial da doença (Shin et al.(2001); Zhu et al. (2010)).

Clinicamente, os sintomas ocasionalmente iniciam entre os 20 e 30 anos de idade, porém não é regra e podem iniciar em qualquer época da vida (Hueb et al., (1991);Salomone et al. (2008); Schrauwen et al.(2009)). Normalmente os sintomas mais comuns são: perda auditiva condutiva e/ou mista e zumbido, mas também pode ocorrer perda auditiva neurossensorial, plenitude auricular e vertigem (Hungria (1988); Hueb et al. (1999); Menger e Tange (2003); Salomone et al. (2008)).

Do ponto de vista audiológico, o estado evolutivo da otosclerose pode ser dividido em quatro graus: grau I,II,III,IV (Hungria, 1988).

O grau I corresponde ao início da doença e caracteriza-se por uma curva audiométrica ascendente com perda maior nos graves, porém essa perda não ultrapassa 60 dB, via aérea, em 250, 500 e 1000 Hz. A via óssea é normal, acompanhada de um entalhe em 2000 Hz até no máximo 20 dB, denominado entalhe de Carhart. A audiometria vocal é normal e com boa discriminação da fala (Hungria, 1988). A Figura 23 mostra o exemplo de um audiograma em um sujeito com otosclerose no grau I.

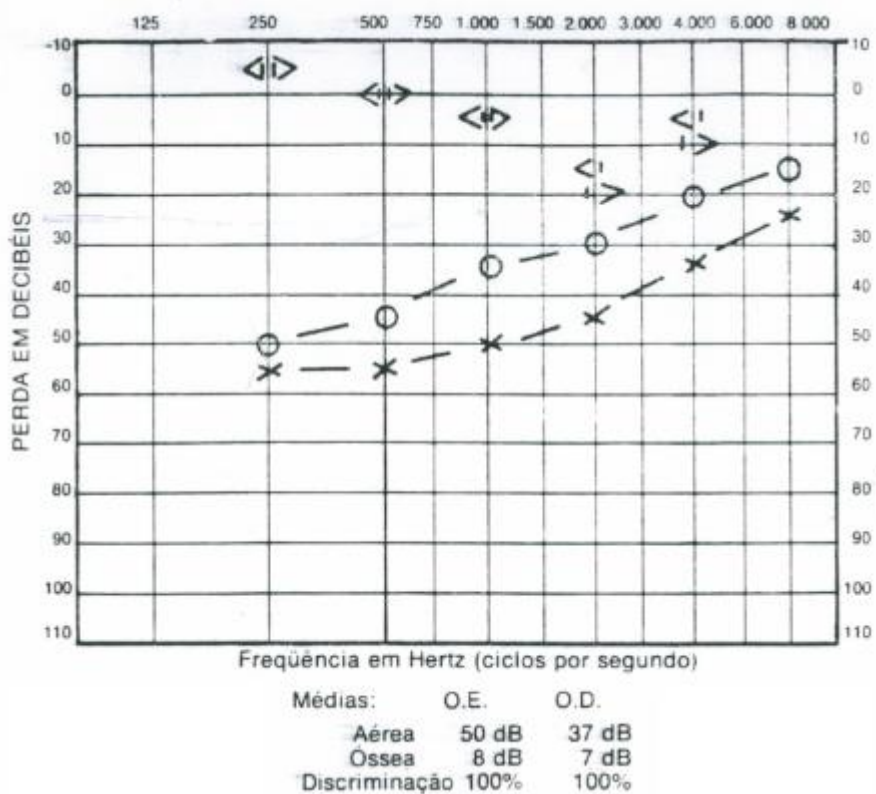


Figura 23 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau I

Fonte: Hungria, 1988

No grau II a curva audiométrica é mais horizontal, mostrando uma queda na percepção dos agudos, a qual é mais acentuada em 2000 Hz . A via óssea já mostra uma deficiência auditiva em torno de 20 dB para sons agudos e a presença do entalhe de Carhart que pode atingir até 30 dB. A discriminação da fala continua normal (Hungria, 1988).

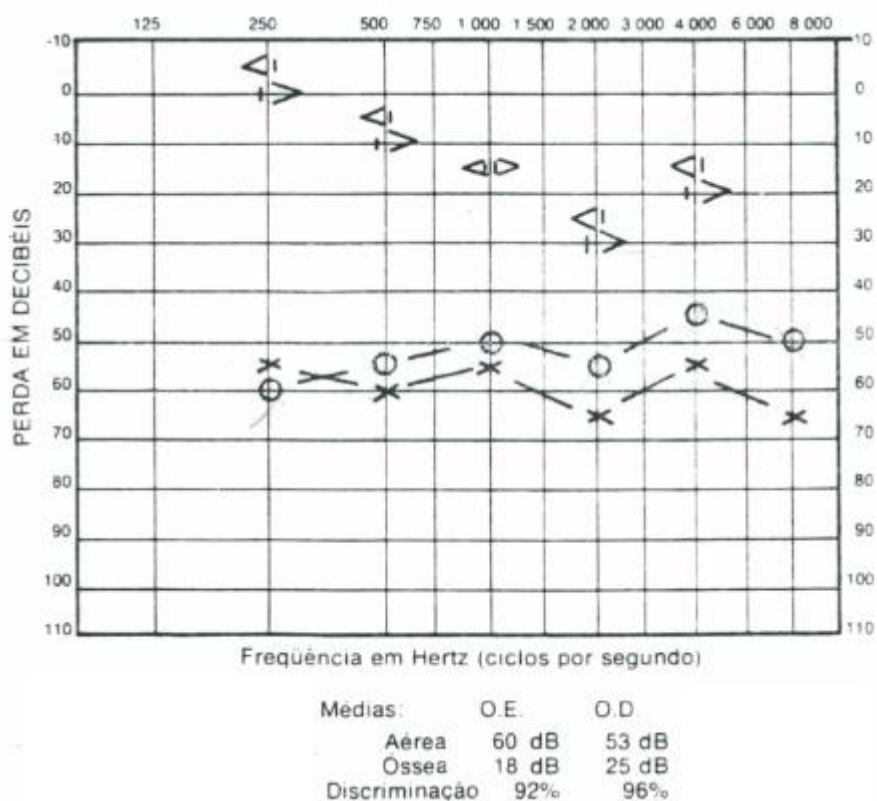


Figura 24 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau II
 Fonte: Hungria, 1988

No grau III a curva audiométrica torna-se descendente e a perda auditiva pode atingir até 90 dB com predomínio para sons agudos. A via óssea revela lesão coclear chegando a alcançar 50 a 60 dB de perda para sons acima de 2000 Hz. A discriminação da fala diminui e com isso há um comprometimento na inteligibilidade da fala (Hungria, 1988).

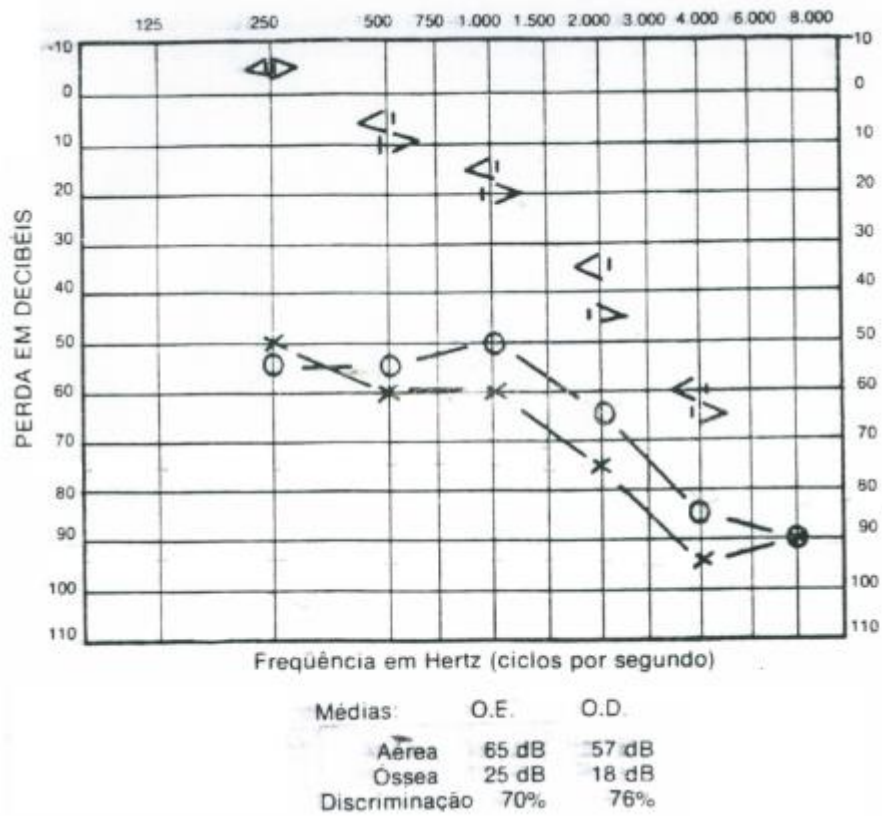


Figura 25 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau III

Fonte: Hungria, 1988

No grau IV, a curva audiométrica mostra uma grave lesão coclear e ausência de resposta para as frequências agudas nas vias aéreas e ósseas. Nesse caso a discriminação da fala está bem alterada e o entendimento é mínimo ou até mesmo ausente (Hungria, 1988).

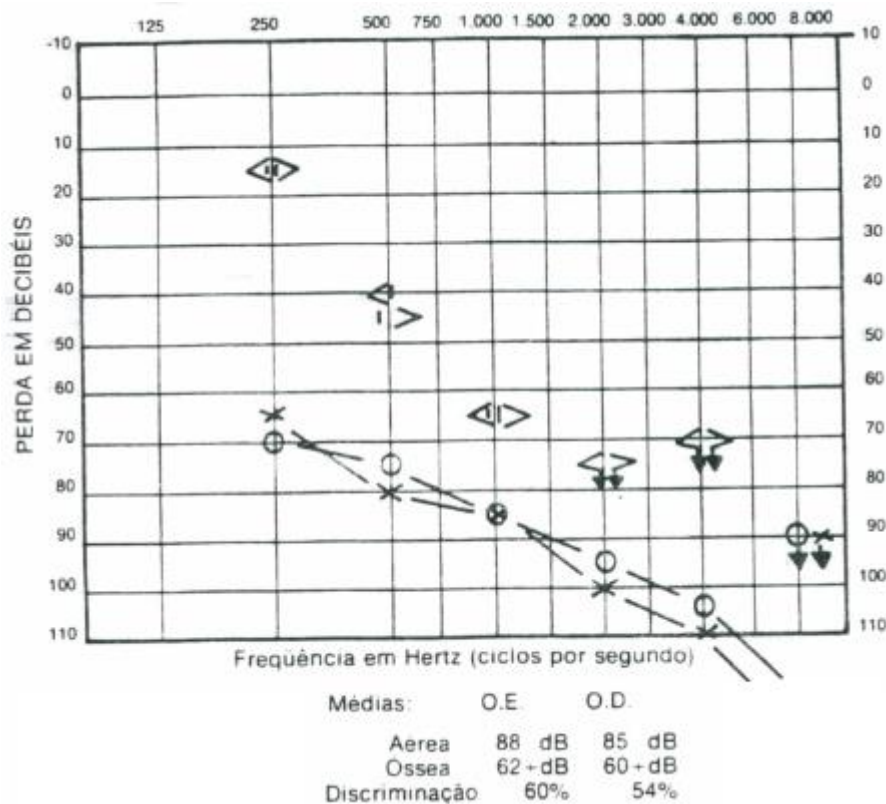


Figura 26 Audiograma de um indivíduo com otosclerose grau IV

Fonte: Hungria, 1988

Acredita-se que o entalhe de Carhardt referido nas perdas condutivas do grau I e II esteja associado a alterações mecânicas na impedância do ouvido médio devido a rigidez, fricção e massa de uma lesão esclerótica (Sorensen, 1998).

Outros autores na literatura, relatam que no início da doença podemos encontrar uma perda auditiva condutiva bilateral com curva ascendente (Frota, 2003), que inicia nas baixas frequências e evolui para altas frequência (Min et al., 2010). Com a evolução da doença, a curva audiométrica passa a ser mista ou predominantemente neurosensorial (Rocha, 1994; Frota, 2003). Provavelmente essa fase neurosensorial, ocorre em função da lesão de células ciliadas no órgão de corti pelas enzimas proteolíticas no foco otosclerótico (Frota, 2003).

Além disso, a perda auditiva condutiva resulta da fixação da platina do estribo em função do foco otosclerótico localizado anteriormente a janela oval e no ligamento anular do estribo (Hueb et al., 1999; Shin et al., 2001). Além disso, é uma perda mais prevalente e, em geral, 10% podem desenvolver perda auditiva neurosensorial (Menger e Tange, 2003). Posteriormente o foco otosclerótico pode atingir as proximidades da janela redonda entre outras áreas da orelha interna e ocasionar um adicional neurosensorial, levando a uma perda

auditiva mista. Para ocasionar perda auditiva neurossensorial, esta deve estar necessariamente associada à fixação da base estribo, que gera antes uma perda condutiva, logo configurando uma perda auditiva mista (Hueb et al.(1999); Shin et al. (2001)). No entanto, não há como prever se a evolução será de forma lenta ou acelerada, pois a evolução da surdez é irregular (Hungria, 1988).

O tratamento da otosclerose pode ser feito por meio de medicamento antienzimáticos ou anti-remodeladores ósseos, assim como cirurgias. Além desses, há também pessoas que optam pelo uso de aparelhos auditivos como opção terapêutica, quando impedidos de serem submetidos a cirurgias (Salomone et 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. A estapedotomia consiste na remoção parcial do estribo com colocação de prótese (Hungria, 1988). Os resultados obtidos após essas cirurgias mostram uma melhora no gap aéreo ósseo, porém as complicações obtidas por esses métodos cirúrgicos são em ordem decrescente: deslocamento da prótese, alterações no paladar, paralisia facial periférica, vertigem, extrusão total da prótese, zumbido e perfuração da membrana timpânica (Testa et al., 2002).

O uso de prótese auditiva também vem sendo indicado para o tratamento de pessoas com otosclerose em detrimento da cirurgia de estapedotomia, uma vez que um bom resultado desse tipo de procedimento depende mais da experiência do cirurgião à técnica utilizada. Um bom resultado da cirurgia nesses casos decorre de um fechamento do gap aéreo-osseo menor ou igual a 10 dB na audiometria e, na maioria dos casos, que haja menos de 1% de perda neurossensorial no pós-operatório (Freitas et al, 2006).

2.6 ESTUDOS BIOMECÂNICOS DO SISTEMA AUDITIVO NORMAL E COM OTOSCLEROSE

Os estudos biomecânicos do sistema auditivo iniciaram por meio de simulações no ouvido de animais, mais comumente em gatos (Funnell, Laszlo (1978); Funnell et al (1987); Ladak, Funnell (1996)). Atualmente os trabalhos tem simulado a audição humana com o objetivo de obter resultados mais próximos da realidade (Sun et al.(2002); Feng e Gan (2002); Feng Gan (2004); Huber et al. (2003); Gan et al. (2004); Dai et al (2007); Gan et al. (2007); Liu et al. (2009); Zhao et al. (2009); Gan et al. (2010)).

Nesse contexto tem-se desenvolvido modelos biomecânicos unidimensionais e tridimensionais capaz de representar o sistema auditivo

Em relação aos modelos unidimensionais, há poucos artigos que simulam o sistema auditivo (Feng Gan (2002); Feng Gan (2004)). Para esse tipo de simulação são utilizados massas, molas e amortecedores, que representam as estruturas do ouvido com as suas respectivas propriedades. Sendo assim, por meio de matrizes e equações do movimento foi possível obter o deslocamento normal do estribo quando simulado a otosclerose, com um aumento de 10 vezes na rigidez do ligamento anular do estribo (Feng e Gan, 2004).

Quando se trata dos modelos tridimensionais, utilizando o método dos elementos finitos, é possível encontrar um maior número de artigos que simulam o sistema auditivo normal (Sun et al.(2002); Huber et al.(2003); Gan et al.(2004); Dai et al (2007); Gan et al. (2007); Liu et al. (2009); Zhao et al. (2009); Gan et al.(2010)). No entanto, para a simulação de alterações no ouvido, o número de estudos se torna menor (Huber et al. (2003); Liu et al. (2009); Dai et al. (2007), Zhao et al.(2010)) e no que diz respeito à simulação da otosclerose, esse número diminui ainda mais (Huber et al.,2003). Há estudos que apenas citam a possibilidade de simular otosclerose (Kelly et al. (2003); Garbe et al. (2010)). Para desenvolver um modelo discreto tridimensional que simule audição normal e patologias, é necessário obter um modelo geométrico da estrutura a ser analisada. Os autores que desenvolvem esses modelos geométricos do ouvido utilizam diversos recursos, como cortes histológicos do osso temporal, microtomografia, tomografia computadorizada em indivíduos saudáveis entre outros recursos. Porém apesar das diferentes técnicas utilizadas, todos apresentam valores aproximados das medidas do ouvido real.

Huber et al.(2003) desenvolveu um modelo tridimensional do ouvido, o qual foi simulado dois grupos, um identificado como otosclerose e outro como otosclerose associado à fixação do ligamento anterior do martelo. O primeiro grupo apresentou apenas um aumento da rigidez do ligamento anular do estribo, enquanto o segundo grupo acrescentou também a rigidez do ligamento anterior do martelo. Os resultados mostraram uma diminuição drástica no ganho de transferência da orelha média, principalmente nas baixas frequências (Huber et al., 2003).

Portanto, na literatura há uma carência de trabalhos que simulem as doenças, principalmente no que diz respeito à otosclerose, o que torna importante o presente estudo para melhor compreensão da influência de determinadas estruturas do ouvido na transmissão da onda sonora para a orelha interna, capaz de comprometer a audição.

3

METODOLOGIA

Para uma melhor compreensão desse trabalho, a metodologia foi dividida em duas partes, sendo a primeira relacionada ao desenvolvimento do modelo unidimensional discreto massa-mola e a segunda relacionada ao modelo geométrico tridimensional do ouvido médio.

3.1 Modelo Discreto Massa-Mola que simule a audição normal e na otosclerose

Na Figura 27 estão representados o ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno através de um modelo discreto massa-mola. As massas M1, M2, M3, M4, M5, M6 representam respectivamente as massa do conduto auditivo externo, tímpano, martelo, bigorna, estribo e fluido coclear respectivamente. No conduto auditivo externo, a massa corresponde ao volume de ar que o constitui.

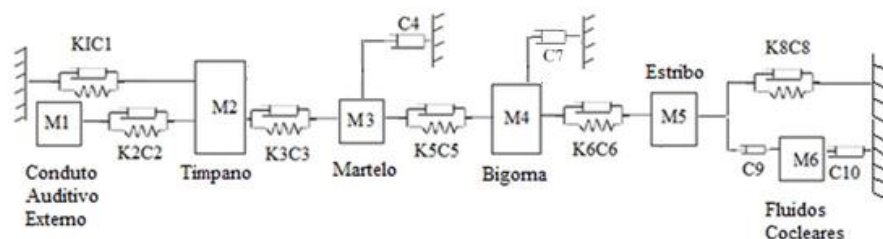


Figura 27 Representação esquemática de um sistema massa-mola que simula o sistema auditivo.

Fonte: Figura adaptada do artigo Feng, Gan (2004)

As massas M1, M2, M3, M4, M5 e M6 estão suspensas por molas, K, e amortecedores, C, desprovidos de massa, como mostra a Figura 27, por K1, C1, K2, C2, K3, C3, K5, C5, K6, C6, K8, C8, C4, C7, C9, C10. O K1 e C1 simulam o ligamento que envolve a membrana timpânica e conecta a caixa timpânica. O K2 e C2 representam o ligamento que conectam M1, massa representada pelo volume de ar do conduto auditivo externo, e M2, massa do tímpano. Entre o tímpano e o martelo está o K3 e C3. Entre o martelo e a bigorna, a bigorna e o estribo, está o K5 e C5 e K6 e C6 respectivamente. O K8 e C8 simulam o ligamento anular do estribo, que conecta a base do estribo com a janela oval. Os músculos são mostrados no modelo pelo C4 e C7. O M6 representa a massa do fluido coclear suportado por C9 e C10. Os parâmetros, massa, M, rigidez, K, e amortecimento, C, usados foram obtidos de dados na literatura (Feng e Gan, 2004). Na Tabela 5, 6 e 7 estão os parâmetros utilizados no modelo discreto massa-mola.

Tabela 4 Valores de M1, M2, M3, M4, M5 e M6 usados no modelo discreto massa-mola

Parâmetro Massa	Valores (mg)
M1 – Conduto auditivo externo	1.55
M2 – Membrana Timpânica	2.7
M3 – Martelo	4
M4 – Bigorna	4
M5 –Estribo	1.78
M6 – Fluidos cocleares	25.5

Fonte: Feng e Gan, 2004

Tabela 5 Valores de K1, K2, K3, K4, K5 e K6 usados no modelo discreto massa-mola

Parâmetro Rigidez	Valores (N/m)
K1	1.175
K2	2.0001
K3	94.740
K5	1.000.017
K6	167
K8	623

Fonte: Feng e Gan, 2004

Tabela 6 Valores de C1, C2, C3, C4, C5 e C6 usados no modelo discreto massa-mola

Parâmetro Amortecimento	Valores (Ns/m)
C1	0,00007
C2	0,5
C3	1,74
C4	0,122
C5	0,0216
C6	0,00036
C7	0,02
C8	0,00004
C9	0,1
C10	0,1

Fonte: Feng e Gan, 2004

As matrizes $[m]$, $[k]$ e $[c]$ representam respectivamente a massa, a rigidez e o amortecimento e serão mostradas a seguir por meio da equação 3.1, 3.2 e 3.3 respectivamente:

$$[m] = \begin{bmatrix} m1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m6 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$[c] = \begin{bmatrix} c2 & -c2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -c2 & c1 + c2 + c3 & -c3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -c3 & c3 + c4 + c5 & -c5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -c5 & c5 + c6 + c7 & -c6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -c6 & c6 + c8 + c9 & -c9 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -c9 & c9 + c10 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$[k] = \begin{bmatrix} k2 & -k2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k2 & k1 + k2 + k3 & -k3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k3 & k3 + k5 & -k5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k5 & k5 + k6 & -k6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k6 & k6 + k8 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

De acordo com a equação do movimento livre amortecido e submetido a uma força, como mostra a equação 2.13 na revisão bibliográfica, e as matrizes massa $[m]$, amortecimento, $[c]$, e rigidez, $[k]$, temos:

$$[m][\ddot{x}] + [c][\dot{x}] + [k][x] = f_0 \quad (3.4)$$

A partir das equações 2.9, 2.10, 2.11 podemos representar a equação 3.4 da seguinte maneira:

$$-\omega^2 [m] + j\omega[c] + [k] = f_0 \quad (3.5)$$

Nesse sistema foi aplicada uma força de $3,54 \times 10^{-5}$ N na membrana timpânica. Essa força equivale a 40 dB NPS. A partir da equação do 3.5, podemos encontrar o nível de pressão em N/m^2 e com a área da membrana timpânica obter a força em N (Newtons) exercida por essa pressão sonora, utilizando a equação 3.6.

$$NPS = 20 \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad (3.5)$$

$$\text{Se } P = \frac{F}{A} \quad (3.6)$$

F= Força (N)

A = Área, (m²)

P= Pressão, (N/m²)

Na literatura é considerada a área total da membrana timpânica em torno de 85 mm² quadrados, porém aproximadamente 56 mm² quadrados da área total tem mobilidade (Costa, 2008). Portanto, a área utilizada foi 56 mm².

Para comparar os resultados encontrados, a partir da aplicação de uma força de 90 dB NPS, nível de pressão sonora, com o exame da audiometria, a qual utiliza dB NA, nível de audição, foi realizado uma correção para cada banda de oitava. Os filtros dB NPS ou dB (linear) correspondem a distribuição de energia sonora em função da frequência que existe no ruído medido, enquanto que dB NA, tenta aproximar a resposta do sistema auditivo ao ruído medido (Bistafa, 2006).

Além disso, para simular a otosclerose a rigidez do ligamento anular do estribo, representado por K8 no modelo, foi aumentada em 10 e 100 vezes (Huber et al. (2003); Feng e Gan (2004)) e a massa desse ossículo, representado por M5 no modelo, foi acrescida em cinco vezes comparado com o valor normal (Frost, 1962).

O sistema de equações descrito foi resolvido através de programa desenvolvido para a plataforma MATLAB, voltada para o cálculo numérico de matrizes, construção de gráficos, entre outras funcionalidades. Com isso, foram obtidos: o deslocamento normal do estribo no sistema auditivo acoplado, ou seja, incluindo todas as estruturas, que foi utilizado como parâmetro de referência, e os deslocamentos do estribo com o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo e aumento de sua massa, para simular o estágio inicial e avançado da otosclerose respectivamente.

3.2 MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL DO OUVIDO MÉDIO

A construção do modelo geométrico tridimensional do ouvido médio teve início com a obtenção de uma amostra dos três ossículos do ouvido médio, martelo, bigorna e estribo

pertencentes ao acervo do laboratório de ensino de anatomia humana do departamento de morfologia pertencente ao Instituto de Ciências Biológicas da UFMG.

A Figura 28 mostra essa amostra dos três ossos do ouvido, martelo, bigorna e estribo.



Figura 28 Amostra dos ossículos do ouvido

Em seguida, os ossos foram levados para o laboratório de Materiais e Cerâmicos da UFMG para realização de uma exame de imagem com a utilização do microtomógrafo de raios X SkyScan 1172, conforme mostra a Figura 29.



Figura 29 Microtomógrafo de raios X SkyScan 1172

O microtomógrafo de raios X *SkyScan 1172* presente no Laboratório de Materiais Cerâmicos da UFMG, apresenta uma fonte de raios X de 20-100 kV e câmera CCD de 10 Mp, o qual possui resolução máxima de 0,7 μm . Para o tratamento da imagem, o computador que controla o microtomógrafo (host) foi conectado em rede a outros três computadores (cluster). Durante as etapas de reconstrução e produção dos modelos 3D, as tarefas são divididas entre os computadores do host e do cluster, minimizando o tempo de processamento. As Figuras 30 e 31 representam respectivamente o computador que controla o microtomógrafo e a rede de três computadores que foram utilizados.



Figura 30 Computador que controla o microtomógrafo de raios X SkyScan 1172



Figura 31 Rede de três computadores para a reconstrução dos modelos

As imagens dos três ossos obtidas pela microtomografia foram salvas no formato .bmp e importadas para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital,

Simpleware® (Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). Essas imagens obtidas pela microtomografia representam “fatias” ou “cortes” da região do corpo estudado, no caso os ossos do ouvido, que ao juntá-las é possível obter uma imagem tridimensional de cada osso do ouvido.

No Simpleware® foi criada, automaticamente, uma máscara para cada conjunto de cortes, que representa cada osso do ouvido, utilizando uma escala de cinza. Com isso o programa reconstruiu digitalmente os três ossículos do ouvido resultando em um modelo geométrico tridimensional para cada um deles, como mostram as Figuras 32, 33 e 34.

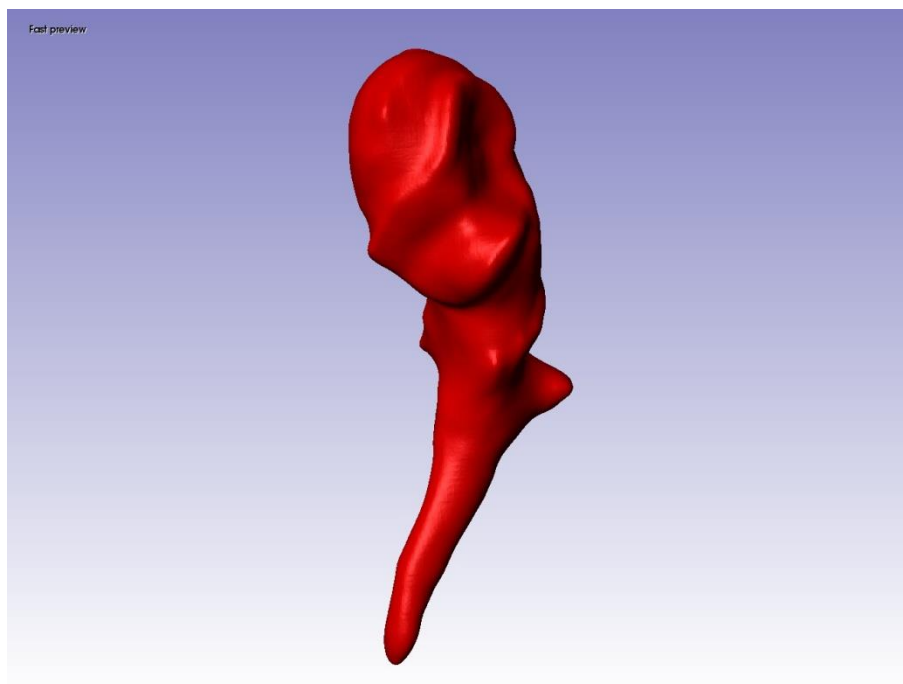


Figura 32 Modelo tridimensional do martelo

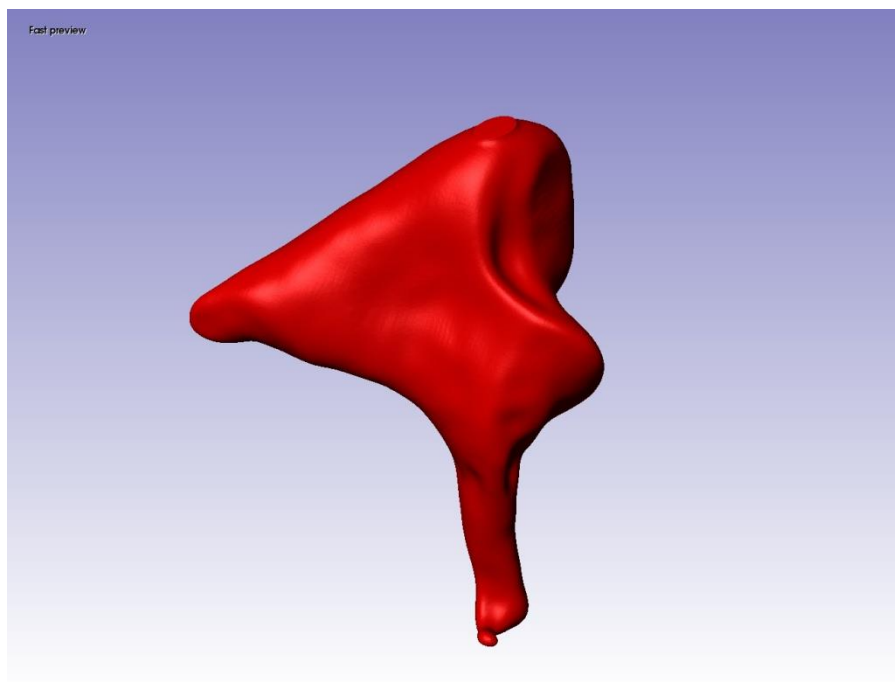


Figura 33 Modelo tridimensional da bigorna

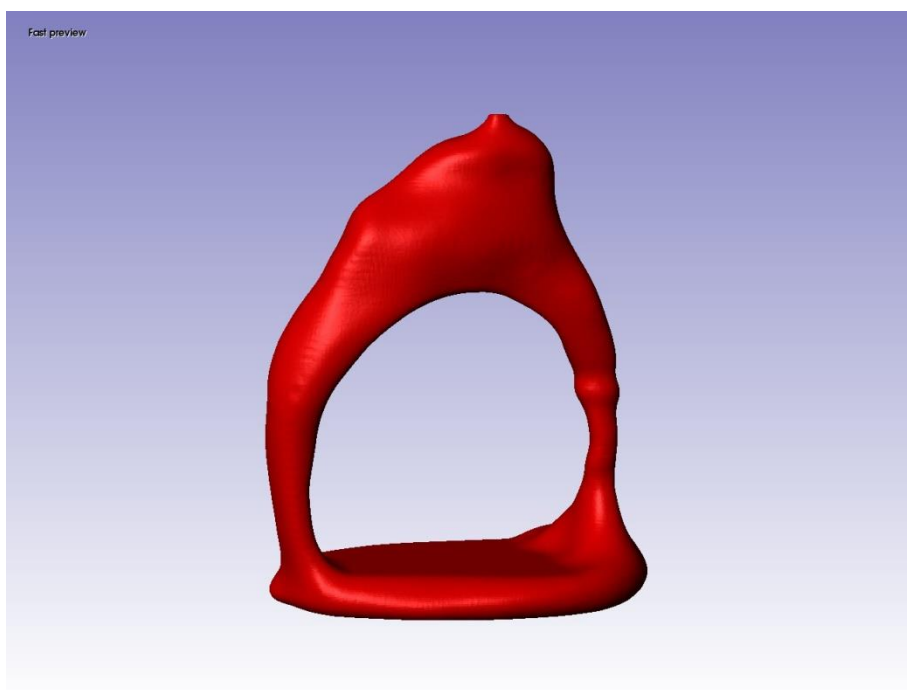


Figura 34 Modelo tridimensional do estribo

Os modelos tridimensionais dos três ossos do ouvido obtidos no programa Simpleware® e salvos em formato STL (StereoLithography 3D Systems Rock Hill USA)

foram exportados, primeiramente para o programa Rapidform XOR/Redesign e em seguida para o programa SolidWorks 19.4 (Concord, Massachusetts, USA, 1993), software de desenho assistido por computador (CAD) para edição.

Para reconstrução das tomografias, geralmente, os programas, como Simpleware®, reconstróem o modelo com um número elevado de polífaces de superfície, denominados “nuvem de pontos”. Nos modelos descritos o martelo apresentava 3.951.964 polífaces, a bigorna 4.191.289 polífaces e o estribo 2.202.403 polífaces. No entanto, a maioria dos programas de CAD não aceita a importação de modelos com mais de 10 mil faces, e a diminuição do número de faces poderia gerar grandes deformações na estrutura do modelo. Para resolver esse problema, os modelos oriundos do Simpleware® foram exportados para o programa Rapidform XOR/Redesign, que é capaz de gerar superfícies do tipo NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), ou seja, gera modelos sólidos, com uma menor quantidade de dados. Dessa forma, houve uma redução drástica do número de faces em cada ossículo do ouvido sem alterar a estrutura. Com isso, o martelo apresentou 324 faces sólidas, a bigorna 311 faces sólidas e o estribo apresentou 328 faces sólidas.

As Figuras 35, 36 e 37 representam os três ossos do ouvido após a redução do número de faces utilizando o programa Rapidform XOR/Redesign.

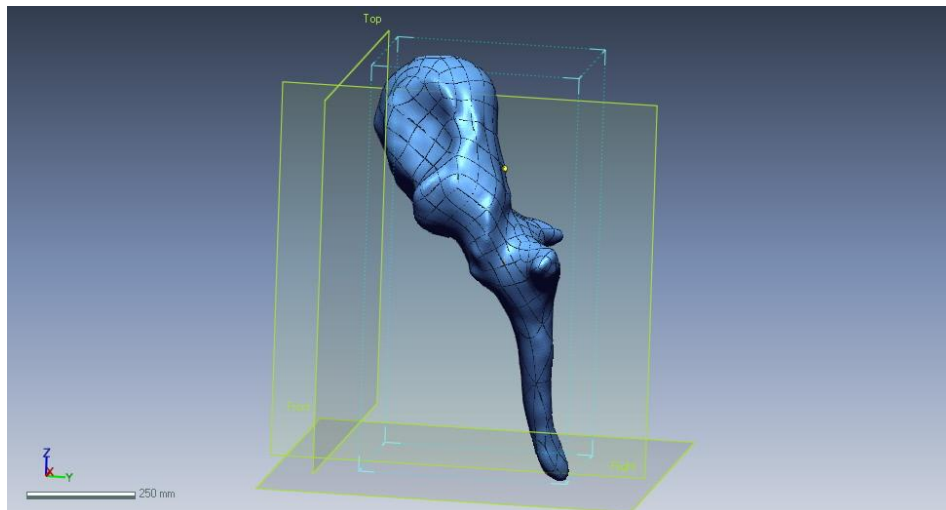


Figura 35 Martelo com 324 faces sólidas

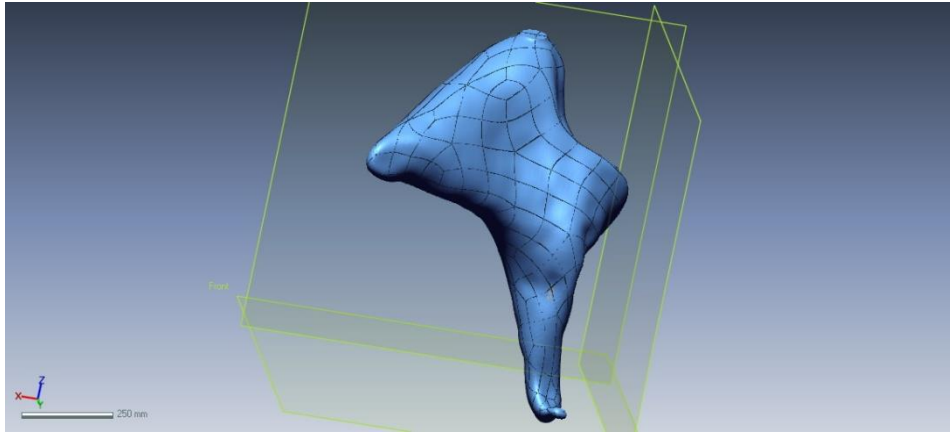


Figura 36 Bigorna com 311 faces sólidas

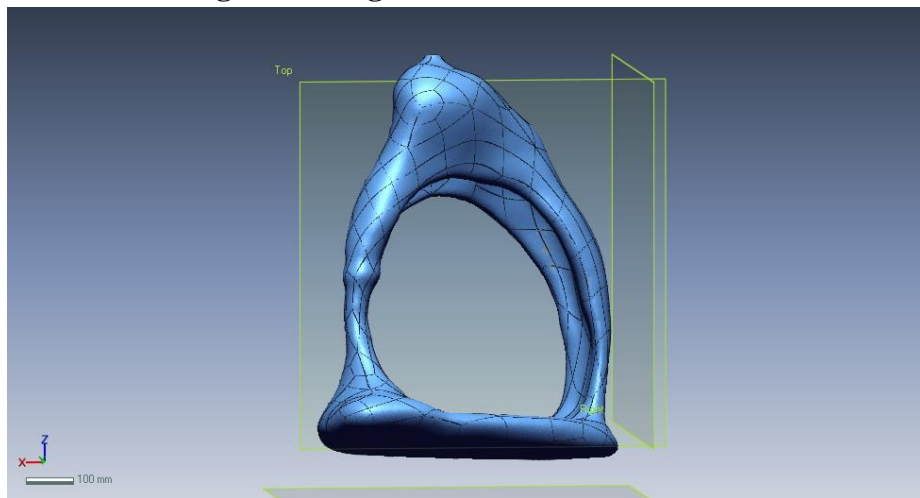


Figura 37 Estribo com 328 faces sólidas

No programa SolidWorks 19.4 (Concord, Massachusetts, EUA, 1993), de desenho assistido por computador (CAD), foram importados os ossos do ouvido com as suas faces sólidas, além de inserir a membrana timpânica e os ligamentos para compor as estruturas do ouvido.

As dimensões dos ossos do ouvido foram obtidas por meio da microtomografia de ossos cedidos pelo Departamento de Morfologia do Instituto de Ciências Biológicas da UFMG. A membrana timpânica foi criada no SolidWorks 19.4 baseando em dados obtidos da literatura. As medidas dos ligamentos e músculos, que neste caso foram medidas do tendão de cada um deles, foram criados a partir de dados já publicados (Sim, Puria, 2007).

4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Modelo unidimensional discreto massa-mola do sistema auditivo normal e com otosclerose

A partir do modelo unidimensional discreto massa-mola, foi simulado o deslocamento normal do estribo para ter como parâmetro de referência e posteriormente o deslocamento desse mesmo ossículo do ouvido com as alterações que caracterizam a otosclerose e que sejam compatíveis com os achados clínicos e audiológicos.

Inicialmente a força aplicada equivalente a 90dB NPS foi convertida para cada banda de oitava, que compreendia entre 250Hz e 8000 Hz, em dB NA. Com isso, verificou-se que ambas apresentaram valores próximos e, portanto, os resultados encontrados no presente estudo, a partir de uma força em dB NPS, pode ser comparado com o exame da audiometria, o qual utiliza dB NA, como ilustrado na Figura 39 .

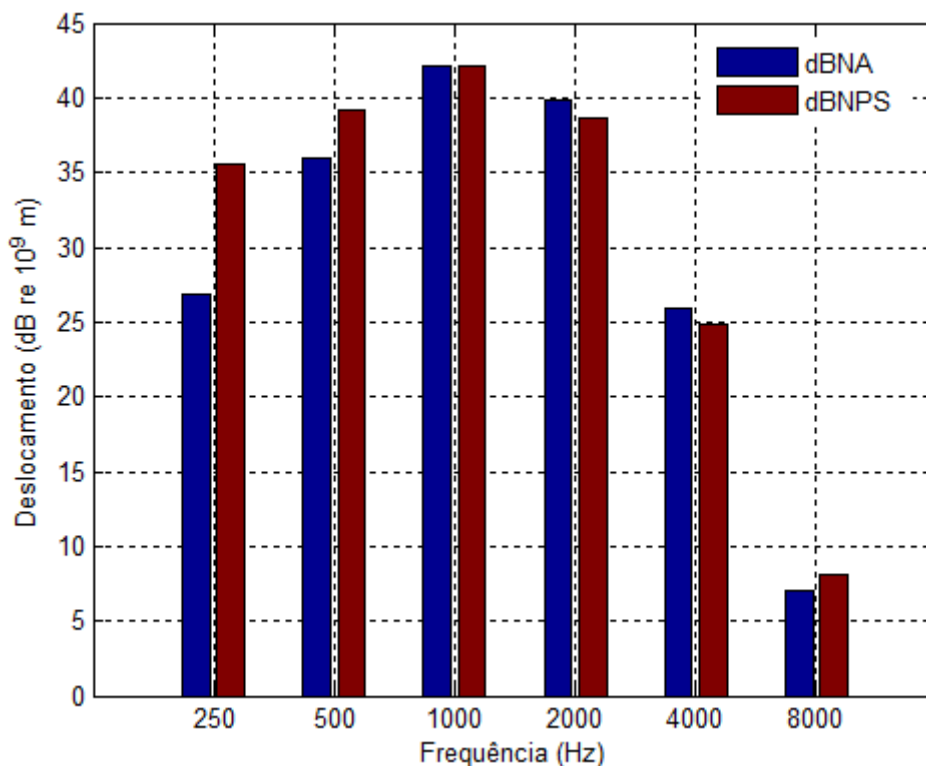


Figura 38 Espectro em bandas de oitava com níveis de pressão sonora em dBNPS e dBNA

No presente modelo discreto massa-mola foi simulado o deslocamento normal do estribo para ter como parâmetro de referência. Em seguida, foram simulados os deslocamentos do estribo com aumento da rigidez do ligamento anular do estribo em 10 vezes (Feng, Gan, 2004) e 100 vezes (Huber et al., 2003), assim como o deslocamento do estribo com aumento de 5 vezes o valor da sua massa (Frost, 1962), pois estão relacionados com os estágios inicial e final da otosclerose respectivamente.

As Figuras 40, 41 e 42 representam os deslocamentos do estribo com determinadas modificações que caracterizam a otosclerose. A Figura 40 mostra o deslocamento normal do

estribo, quando o modelo não sofre nenhuma alteração, o deslocamento desse mesmo ossículo com aumento da rigidez do ligamento anular do estribo em 10 e 100 vezes.

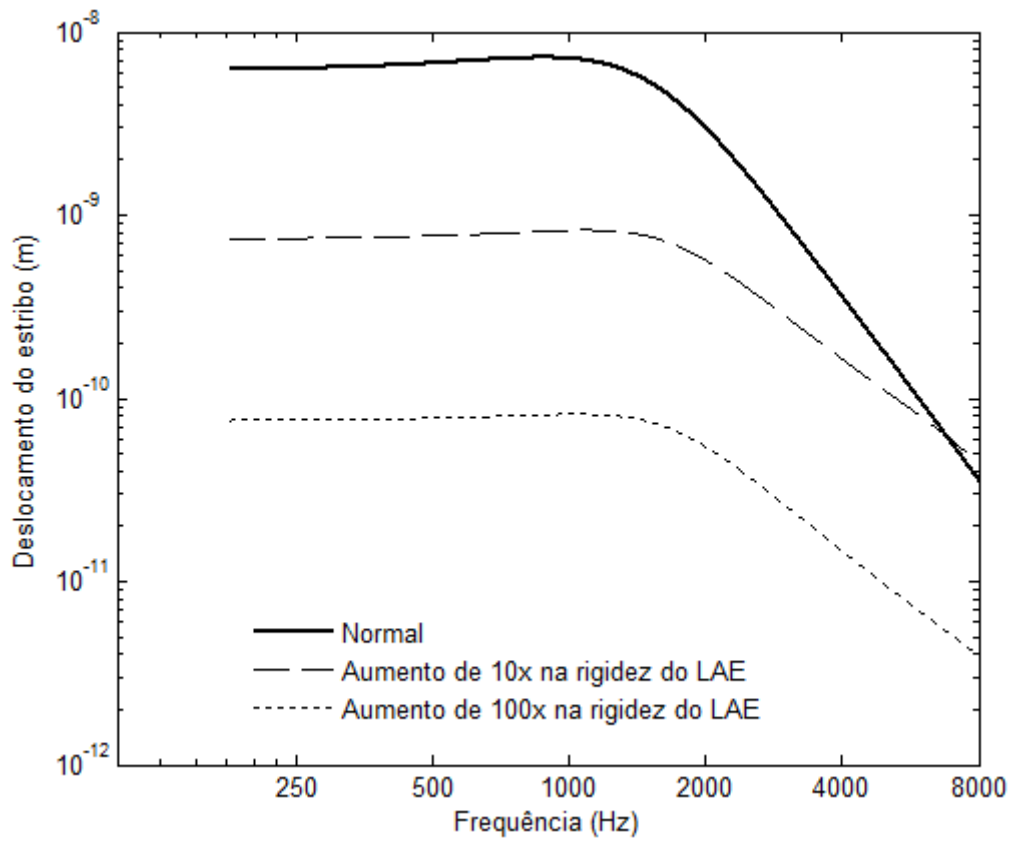


Figura 39 Deslocamento normal do estribo e com aumento de 10 vezes e 100 vezes do ligamento anular do estribo.

A Figura 41 mostra o deslocamento do estribo normal e com o aumento da sua massa em 5 vezes.

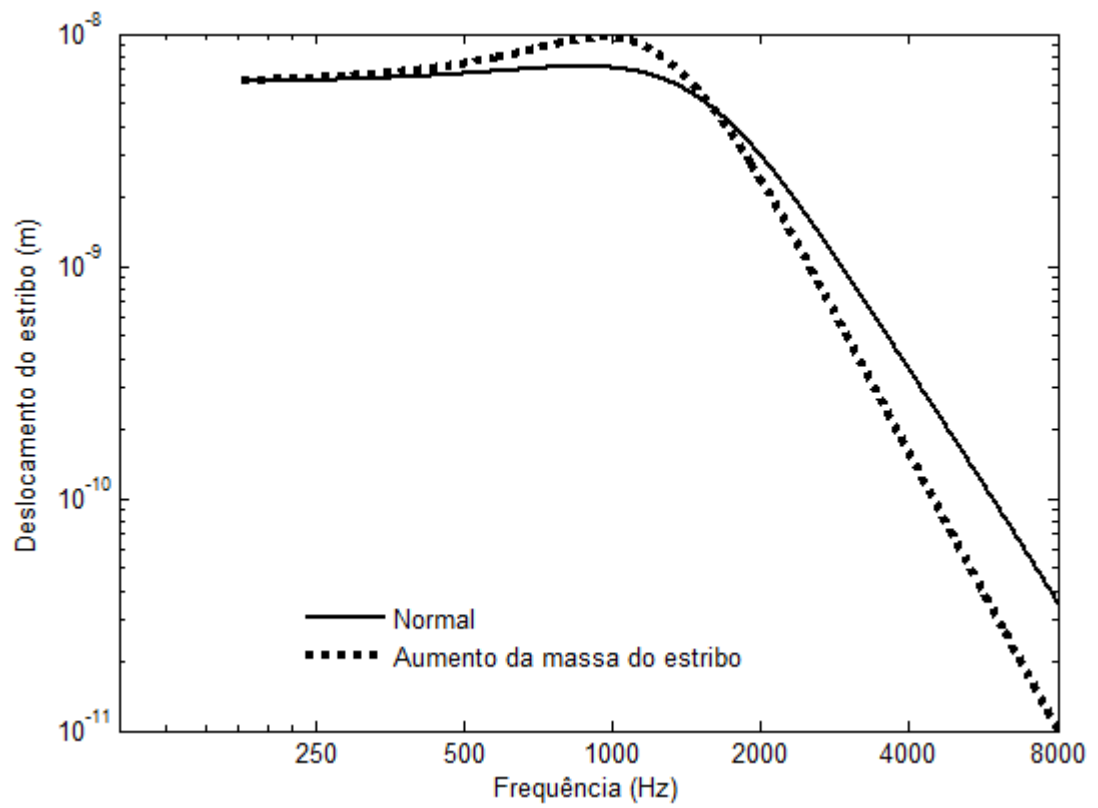


Figura 40 Deslocamento normal do estribo e com aumento da sua massa

A Figura 42 mostra o deslocamento normal do estribo, com aumento da rigidez do ligamento anular do estribo em 10 vezes e 100 vezes e aumento da sua massa em 5 vezes.

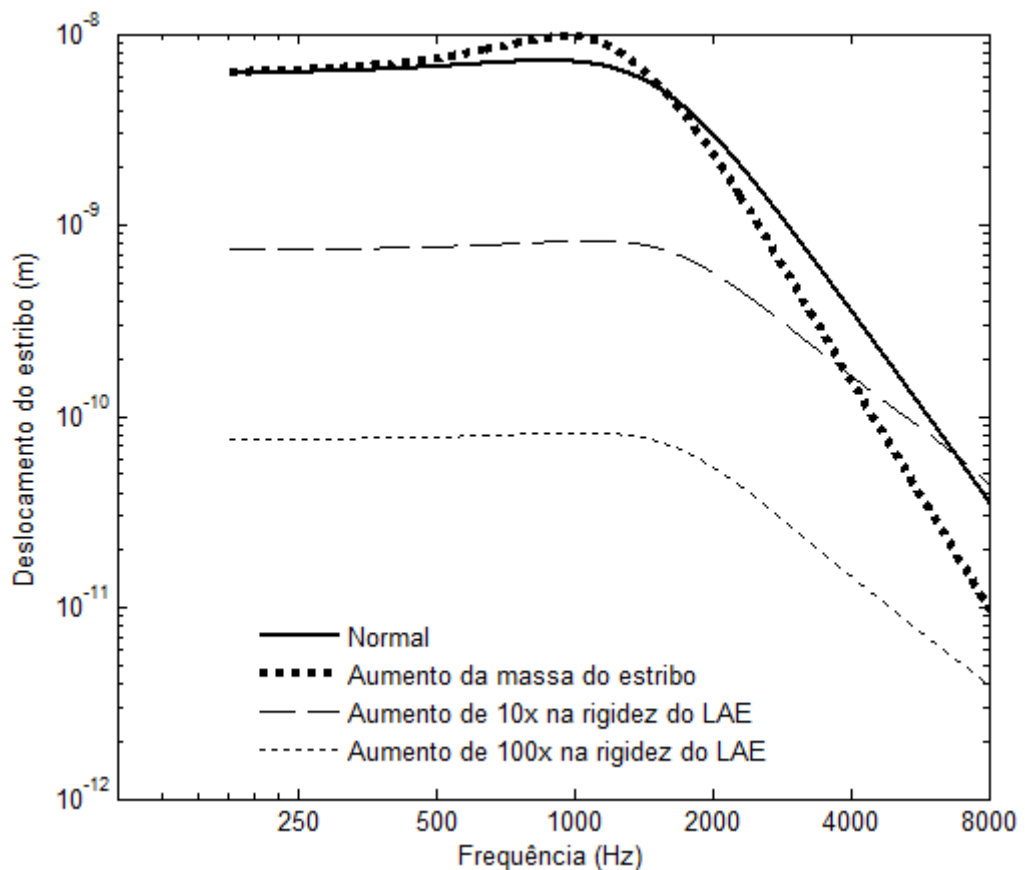


Figura 41 Deslocamento normal do estribo, com aumento da rigidez do ligamento anular do estribo e aumento da sua massa.

Na literatura são poucos os artigos que simulam a otosclerose devido à dificuldade de obter parâmetros que sejam compatíveis com os achados clínicos e audiológicos da doença. As modificações que caracterizam essa doença no sistema auditivo promovem um aumento na rigidez do ligamento anular do estribo, que pode variar de 10 a 100 vezes o seu valor normal (Huber et al (2003); Feng e Gan (2004)), assim como um aumento da massa, que pode ser verificado por meio de um aumento de cinco vezes no volume de células em um tecido com otosclerose (Frost, 1962).

Segundo (Rocha, 1994) na fase inicial da otosclerose, há um comprometimento no nível do ligamento anular do estribo, localizado entre o estribo e as bordas da janela oval, que irá interferir na mobilidade desse ossículo e reduzir a condução dos sons da orelha média para a orelha interna. Com a progressão da doença, também são encontrados focos de formação de tecido ósseo novo que instalam inicialmente na cápsula óssea labiríntica e podem avançar para a janela oval e o estribo, sendo raramente encontrados no martelo e bigorna (Iyer, Gristwood, 1984; Hungria, 1988; Beales, 1987).

Qualquer que seja a perda auditiva pode dificultar desde a comunicação com outras pessoas, afetar as atividades de vida diária e no trabalho, até mesmo priva o indivíduo do prazer de ouvir uma música (Albernaz, 2008). Portanto toda intervenção no sentido de compreender melhor o seu funcionamento e trazer melhorias se revela da maior importância (Albernaz, 2008). Nesse sentido torna-se pertinente estudar a otosclerose, doença pode levar a uma perda auditiva, a partir de um modelo biomecânico a fim de investigar como determinadas alterações que ocorrem nessa doença podem influenciar na audição e consequentemente no convívio social dos indivíduos.

Na literatura não há muitos estudos que desenvolvem modelos unidimensionais capazes de para estudar o sistema auditivo (Feng e Gan (2002); Feng e Gan (2004)). A maior parte dos trabalhos publicados desenvolve um modelo tridimensional utilizando o método dos elementos finitos (Sun et al. (2002); Feng Gan (2002); Huber et al.(2003); Gan et al.(2004) Dai et al (2007); Gan et al. (2007); Liu et al. (2009); Zhao et al (2009); Gan et al.(2010)). No que se refere à simulação das alterações no sistema auditivo, o número de estudos publicados, utilizando o método dos elementos finitos, se torna menor (Huber et al., 2003; Liu et al., 2009; Dai et al., 2007, Zhao et al., 2010) e no que diz respeito à simulação da otosclerose, esse número diminui ainda mais (Huber et al., 2003). No entanto, há estudos que apenas citam a otosclerose (Kelly et al., 2003; Garbe et al., 2010).

A força utilizada no modelo foi equivalente a 90dB NPS aplicada na massa que representa a membrana timpânica, M2, e com isso observou-se o deslocamento normal do estribo entre 250 Hz e 8000 Hz, pois compreende as frequências analisadas na audiometria. Entre 250 Hz e 2000 Hz o deslocamento normal do estribo, como mostra a Figura 40, foi 10^{-8} m, em 4000 Hz foi 10^{-9} m e em 8000 Hz foi 10^{-10} m, semelhantes aos resultados encontrados para o deslocamento normal do estribo na literatura (Feng, Gan, (2002); Sun et al. (2002);

Huber et al. (2003); Feng e Gan, (2004); Gan et al. (2007); Gan et al. (2010)). No entanto, o deslocamento normal do estribo encontrado em outros trabalhos mostrou-se discretamente maior comparado com este estudo (Gan et al.(2004); Dai et al.(2007); Liu et al. (2009)). Provavelmente, essa diferença no deslocamento do estribo ocorre em função das diferenças no modelo geométrico adotado por esses artigos.

Para simular a otosclerose, aumentou-se a rigidez do ligamento anular do estribo, representado por K8 no modelo, em 10 vezes e 100 vezes, como mostra a Figura 40, a partir de uma força inserida na membrana timpânica representado por M2 no modelo, que resultou em uma diminuição no deslocamento do estribo nas frequências graves, mais precisamente até 1000 Hz, cujo resultado é compatível com os achados na literatura (Feng e Gan (2004); Huber et al.(2003)).

Sabe-se, também, que na otosclerose, há um aumento do tecido ósseo (Frost (1962); Hungria (1988); Vicente et al. (2004); Miller et al. (2005); Brookler (2008); Min et al. (2010)) e que o segundo local mais atingido pela doença é envolta da janela oval e na platina do estribo (Beales, 1987). Portanto, no modelo discreto massa-mola foi simulado um aumento em 5 vezes da massa do estribo, baseado na literatura (Frost, 1962), e com isso verificou-se a influência desse parâmetro na diminuição do deslocamento do estribo somente nas frequências agudas, acima de 2000 Hz, de acordo com a Figura 41.

Os resultados das simulações propostas neste modelo unidimensional discreto massa-mola do sistema auditivo na otosclerose, mostrou uma diminuição dos deslocamentos do estribo em determinadas frequências, que poderiam estar relacionadas às perdas auditivas encontradas nos exames audiológicos dependendo do grau da doença, ou seja, do seu estágio evolutivo.

Os estágios iniciais da otosclerose, grau I e II, geralmente acometem sujeitos jovens. O audiograma mostra uma perda auditiva nas frequências graves, é representado por uma curva audiométrica ascendente no grau I, e início da perda auditiva para os sons agudos, como mostra a curva audiométrica horizontal no grau II da otosclerose (Hungria, 1988). No presente modelo, observou-se que o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo, promoveu uma diminuição do deslocamento do estribo nas baixas frequências e no início das frequências agudas, até 1000 Hz, como mostra a Figura 40 e 42. A partir desse resultado, é possível prever que a diminuição do deslocamento desse ossículo pode estar relacionada às fases iniciais da

doença, como também já citado na literatura (Rocha (1994); Feng e Gan. (2004)). A audiometria vocal resulta em boa discriminação da fala no grau I e em uma discreta diminuição no grau II (Hungria, 1988). No entanto, o indivíduo dificilmente demonstra alguma queixa auditiva, uma vez a perda nos sons graves contribui apenas com 5% da inteligibilidade da fala (Russo, 2009).

Com o avanço da doença, grau III e IV, os exames audiológicos revelam uma curva audiométrica descendente, com perda para os sons agudos ou até mesmo ausência de resposta para esses sons (Hungria, 1988). Na literatura mostra, também, um aumento de tecido ósseo, que atinge inicialmente a cápsula óssea labiríntica e posteriormente pode, também, avançar a janela oval e o estribo, sendo raramente encontrada nos demais ossos do ouvido (Iyer, Gristwood (1984); Hungria (1988); Beales (1987)). No atual modelo discreto massa-mola do sistema auditivo, a simulação do aumento da massa do estribo resultou em uma diminuição do deslocamento do estribo apenas nas frequências agudas, acima de 2000 Hz, como esperado para os estágios mais avançados, de acordo com as Figuras 41 e 42. Com isso, provavelmente o aumento de tecido ósseo está relacionado aos estágios mais avançados da doença, como já relatado na literatura de forma qualitativa (Frost (1962); Hungria (1988); Palacios e Valvassori (2001)). A audiometria vocal mostra uma diminuição relevante na discriminação da fala (Hungria, 1988) e conseqüentemente o indivíduo queixa dificuldade em entender o que é dito, mesmo em forte intensidade, principalmente para as perdas em torno de 90 dB (Albernaz, 2008). Isso porque a perda significativa nos sons agudos, a partir de 1000 Hz, contribui com 60% da inteligibilidade da fala (Russo, 2009).

Diante do exposto, o modelo unidimensional discreto massa-mola do sistema auditivo contribuiu para compreender melhor como as estruturas alteradas do ouvido, que caracterizam a otosclerose, são capazes de influenciar a audição e como elas se relacionam com os diferentes graus da otosclerose. Com isso foi possível prever de forma quantitativa e qualitativa a influência da rigidez do ligamento anular do estribo nas fases iniciais da doença e o aumento da massa do estribo nas fases avançadas, confirmando os dados qualitativos já retratados na literatura.

Vale ressaltar que o modelo unidimensional apresenta limitações, uma vez que representa as estruturas reais por meio de massas, e os ligamentos e músculos por meio de molas e amortecedores, conseqüentemente não retrata fielmente a geometria do ouvido. No

entanto, mesmo com suas restrições, o modelo foi capaz de definir e relacionar os diferentes parâmetros que retrata a otosclerose com os achados audiológicos e com os seus diferentes estágios.

Além disso, exames de imagem em indivíduos com otosclerose que mostram um aumento do tecido ósseo na cápsula óssea labiríntica, na janela oval ou no estribo, podem ser um indicativo de avanço na doença e preditor do prognóstico, instrumento auxiliar na propedêutica e tratamento da doença. Contudo, o presente estudo assim como outros na literatura também mostraram que o aumento da rigidez do ligamento anular do estribo leva a uma diminuição do seu deslocamento, conseqüentemente perda da audição, podendo estar relacionado às fases iniciais. Como dificilmente apresenta algum sintoma no indivíduo, muitas vezes esse início pode não ser diagnosticado e levar ao avanço da doença. Portanto, faz-se necessário novos estudos com o intuito de entender melhor a fisiologia do ligamento anular de estribo e maneiras para se obter um diagnóstico do seu funcionamento normal, a fim de incluir esse dado na avaliação básica da audição e detectar o quanto antes alterações na sua estrutura e dar início ao tratamento.

No teste de imitanciometria já é pesquisado o reflexo do músculo do estribo quando estimulados por forte intensidade com o objetivo de verificar se essa devida estrutura está protegendo a entrada de sons intensos na orelha interna. A partir disso, já é possível pensar também em meios para avaliar o funcionamento do ligamento anular do estribo com intuito de diagnosticar precocemente a otosclerose, que atinge 0.5 a 1% da população e na maioria dos casos em ambas as orelhas (Testa et al., 2002).

As alterações no ligamento anular do estribo como já mostrado em estudos anteriores (Feng e Gan et al (2004); huber et al.(2003)), podem influenciar na transmissão do som na orelha média. Atualmente não há um teste que avalie o seu funcionamento normal e identifique suas alterações, sendo necessárias pesquisas na área para desenvolver testes que viabilizem o seu diagnóstico.

4.2 MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL DO OUVIDO

O modelo geométrico tridimensional do ouvido médio desenvolvido neste trabalho teve como finalidade obter medidas próximas da realidade para servir como primeira etapa para simulação da audição normal e diversas patologias encontradas no sistema auditivo.

Para desenvolver estudos biomecânicos mais complexos e com maior riqueza de detalhes, é necessário que anteriormente seja feito um modelo geométrico do ouvido. A simulação biomecânica do ouvido no seu estado normal e alterado pode trazer resultados capazes de relacionar com os sinais e sintomas das patologias, prever diferentes formas de tratamento fazer uso na prática clínica por profissionais de saúde a fim de explicar os mecanismos fisiológicos da audição normal e patológica.

Os estudos biomecânicos sobre a audição normal retratam diferentes maneiras de se obter a geometria do ouvido, porém os valores obtidos das estruturas são bem próximos. Alguns artigos obtiveram o modelo geométrico por meio de cortes histológicos do osso temporal (Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010), outros obtiveram por meio de tomografia computadorizada de alta resolução (Lee et al., 2006; Costa, 2008), ao passo que outros fizeram uso de dados anatômicos publicados (Weber e Lawrence, 1982; Koike et al (2002)).

O modelo geométrico desenvolvido nesse trabalho obteve as dimensões reais dos ossículos, martelo, bigorna e estribo, visto que as imagens para criação de cada um deles originou-se de microtomografias de ossos do ouvido, pertencentes ao acervo do Laboratório de Ensino de Anatomia Humana do Departamento de Morfologia pertencente ao Instituto de Ciências Biológicas da UFMG. No entanto, a membrana timpânica, os ligamentos e músculos que constituem o ouvido médio foram desenhados em um programa de desenho assistido, SolidWorks 19.4, de acordo com parametros publicados na literatura.

A membrana timpânica foi modelada com comprimento vertical de 8mm, comprimento horizontal de 7mm e espessura de 0,1mm. Em relação ao comprimento vertical, a membrana timpânica apresenta valores próximos comparado com alguns autores da literatura (Weber e Lawrence (1982); Sun et al. (2002)). Outros autores, porém desenharam a membrana com valores um pouco acima deste trabalho (Anson e Donaldson (1973); Koike et al. (2002); Gan et al. (2004); Lee et al (2006); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al

(2010)). O valor obtido com o comprimento horizontal dessa estrutura mostrou semelhante ao modelo de Weber e Lawrence (1982) e menor aos demais autores comparados (Anson e Donaldson (1973); Koike et al. (2002); Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Lee et al (2006); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)). A espessura da membrana timpânica do modelo foi semelhante ao encontrado na maior parte dos artigos pesquisados (Anson e Donaldson (1973); Weber e Lawrence (1982); Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)).

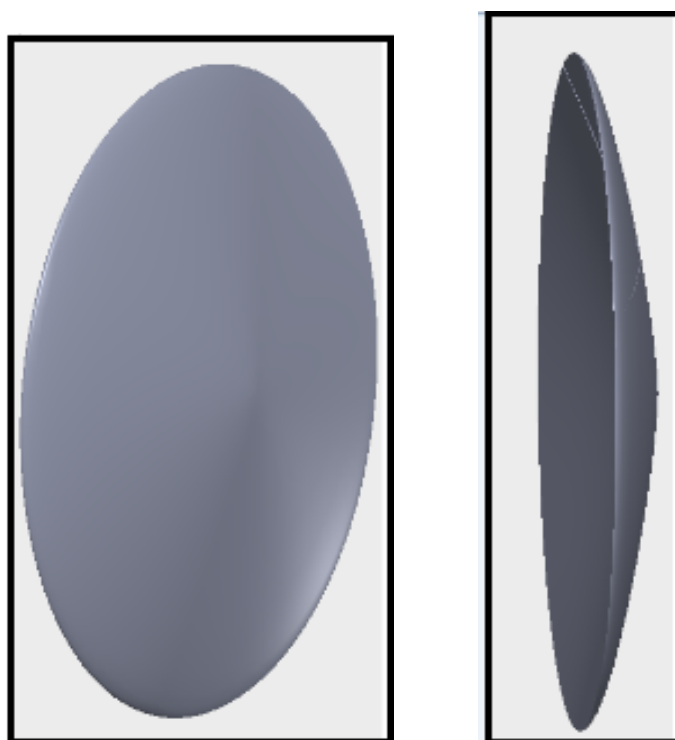


Figura 42 Membrana timpânica do modelo geométrico do ouvido

A Tabela 7 compara as dimensões da membrana timpânica no modelo proposto com outros autores.

Tabela 7 Comparação entre as dimensões da membrana timpânica no modelo com outros autores

Autores	Comprimento vertical da membrana timpânica (mm)	Comprimento horizontal da membrana timpânica (mm)	Espessura (mm)
Modelo desenvolvido	8	7	0,1
Anson e Donaldson, 1973	9 -10	8 – 9	0,1
Wever e Lawrence, 1982	8 - 10	7.5 – 9	0,04 - 0,1
Sun et al., 2002	8,76	8,93	0,05 - 0,074
Koike et al., 2002	10,98	9,22	0,074 - 0,169
Gan et al., 2004	10,86	9,24	0,05 - 0,1
Lee et al., 2006	9,10	9,07	0,43
Gan et al., 2007	10,86	9,24	0,05 - 0,1
Dai et al., 2009	10,86	9,24	0,05 - 0,1
Gan et al., 2010	10,86	9,24	0,05 - 0,1

O comprimento do martelo no atual modelo é em torno de 7,2 mm resultados compatíveis com os encontrados na literatura (Anson e Donaldson (1973); Wever e Lawrence (1982); (Koike et al (2002); Lee et al (2006); Sun et al. (2002)), em detrimento do comprimento maior encontrado em outros estudos no valor de 8,11 mm (Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)). Já o peso do martelo obtido para obtenção deste modelo foi 24 mg, valor próximo aos ossos obtidos em outros artigos (Wever e Lawrence (1982); Sun et al. (2002); Costa (2008)), enquanto que outros autores encontraram valor acima, em torno de 30 mg para o mesmo ossículo (Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)).

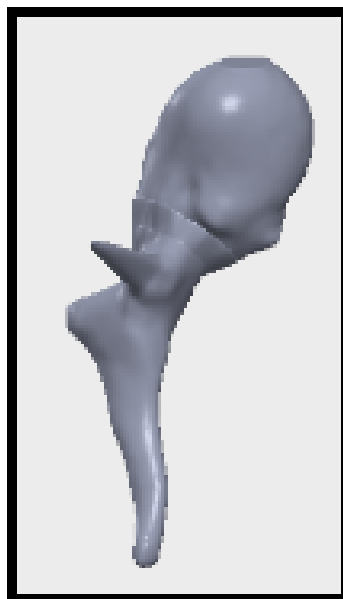


Figura 43 Ossículo martelo do modelo geométrico do ouvido

A Tabela 8 compara as dimensões do martelo no modelo proposto com outros autores.

Tabela 8 Comparação entre as dimensões do martelo entre os diferentes autores

Autores	Comprimento (mm)	Peso (mg)
Modelo desenvolvido	7,2	24
Anson e Donaldson, 1973	7,6 - 9,1	-
Wever e Lawrence, 1982	7,75	23 – 27
Sun et al., 2002	7,65	23,94
Koike et al., 2002	7,75	-
Gan et al., 2004	8,11	30,42
Lee et al., 2006	7,88	-
Gan et al., 2007	8,11	30,42
Dai et al., 2009	8,11	30,42
Gan et al., 2010	8,11	30,42

Com relação à bigorna o modelo geométrico desenvolvido apresentou 6,3 mm de comprimento no ramo longo, valores próximos dos modelos da literatura (Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Lee et al (2006); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010);), ao passo que contradiz dois estudos cujos valores obtidos foram entre 7 mm e 7.74 mm de comprimento para o ramo longo (Anson, Donaldson, (1973); Wever e Lawrence (1982); (Koike et al (2002)) . Para o ramo curto da bigorna este modelo apresentou 4,9 mm de comprimento, resultado bem próximo comparado com os artigos encontrados (Anson, Donaldson, (1973); Weber e Lawrence (1982); Koike et al (2002); Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Lee et al (2006); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)). O peso da bigorna utilizado nesse modelo foi 25 mg, valor semelhante ao encontrado na literatura (Weber e Lawrence (1982); Sun et al. (2002)), exceto o valor encontrado por outros autores que obtiveram 26,47 mg para a bigorna (Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Costa (2008); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)).

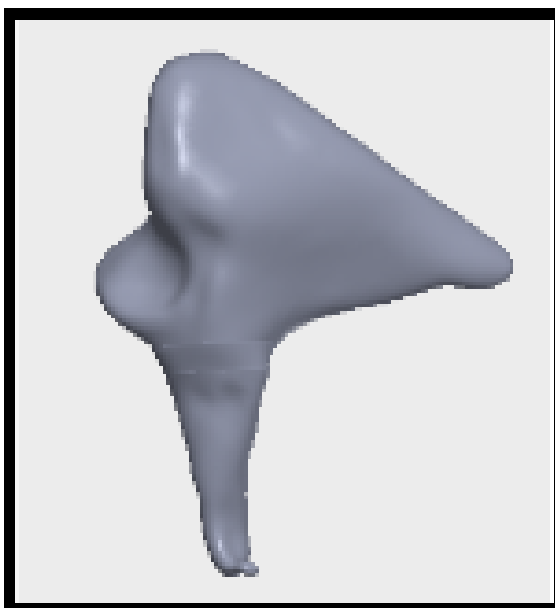


Figura 44 Ossículo bigorna do modelo geométrico do ouvido

A Tabela 9 compara as dimensões obtidas da bigorna para este modelo geométrico com diferentes autores.

Tabela 9 Comparação entre as dimensões da bigorna com diferentes autores

Autores	Ramo longo da bigorna (mm)	Ramo curto da bigorna (mm)	Peso da bigorna (mg)
Modelo desenvolvido	6,3	4,9	25
Anson e Donaldson, 1973	7	5	-
Wever e Lawrence, 1982	7	5	25 – 32
Sun et al., 2002	6,08	4,49	24,77
Koike et al., 2002	7,74	5,12	-
Gan et al., 2004	6,02	4,58	26,47
Lee et al., 2006	6,48	4,16	-
Gan et al., 2007	6,02	4,58	26,47
Dai et al., 2009	6,02	4,58	26,47
Gan et al., 2010	6,02	4,58	26,47

O estribo apresentou neste modelo 2,4mm de comprimento na base do estribo, cujo valor foi semelhante ao obtido na literatura (Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Lee et al (2006); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)). Contudo, também foram observados um comprimento maior da base do estribo em outros modelos (Weber e Lawrence (1982); Koike et al (2002)). O peso do estribo para o presente modelo foi de 2,1mg, sendo o mesmo semelhando aos valores relatados na literatura (Weber e Lawrence (1982); Sun et al. (2002); Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)).

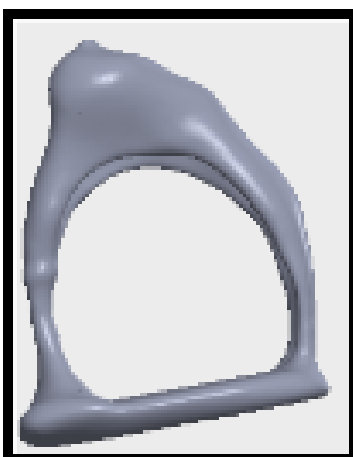


Figura 45 Ossículo estribo do modelo geométrico do ouvido

A Tabela 10 compa as dimensoes do estribo no presente modelo geométrico do ouvido com outros autores.

Tabela 10 Comparação entre as dimensões do estribo do modelo e outros autores

Autores	Comprimento da base do estribo (mm)	Pesdo (mg)
Modelo desenvolvido	2,4	2,1
Anson e Donaldson, 1973	2,0	-
Wever e Lawrence, 1982	2,64	2,05 – 4,35
Sun et al., 2002	2,5	2,24
Koike et al., 2002	3,12	-
Gan et al., 2004	2,64	1,93
Lee et al., 2006	2,4	-
Gan et al., 2007	2,64	1,93
Dai et al., 2009	2,64	1,93
Gan et al., 2010	2,64	1,93

As medidas dos tendões dos ligamentos e músculos foram obtidas da literatura (Sim, Puria, 2008). Neste estudo utilizou-se a microtomografia computadorizada para determinar as dimensões dos tecidos moles das estruturas do ouvido médio. A morfometria desses tecidos moles é baseada na reconstrução de fatias de imagens obtidas na microtomografia capaz de fornecer dados precisos das suas características anatômicas.



Figura 46 Modelo geométrico tridimensional do ouvido médio

A Tabela 11 mostra os valores obtidos por esses autores para criação do modelo geométrico do ouvido.

Tabela 11 Dimensões das estruturas dos ligamentos e músculos do ouvido médio do modelo

Ligamentos e músculos do ouvido médio (tendão)	Dimensão (mm)
Comprimento do músculo tensor do tímpano	2,2
Comprimento do ligamento anterior do martelo	2,1
Comprimento do ligamento lateral do martelo	2
Comprimento do ligamento superior do martelo	1,3
Comprimento do ligamento superior da bigorna	1,16
Comprimento do ligamento posterior da bigorna	1
Músculo do estribo	2

Vale ressaltar que as diferenças antômicas existem e por isso há distinções entre os modelos geométricos, já que foram obtidos a partir de imagens de ossos reais. Além disso, alguns artigos utilizaram o mesmo modelo geométrico tridimensional do ouvido (Gan et al. (2004); Gan et al (2007); Dai et al. (2009); Gan et al (2010)), portanto apresentaram o mesmo padrão comparado com o modelo do presente trabalho.

5

CONCLUSÕES

A presente dissertação permitiu concluir que:

- Os resultados encontrados da simulação da otosclerose utilizando o modelo unidimensional discreto massa-mola vão ao encontro dos achados clínicos e audiológicos da doença;
- No modelo unidimensional discreto massa-mola a influência do aumento da rigidez ligamento anular no estribo ocasionou a perda da audição para frequências graves, que normalmente estão relacionadas aos estágios iniciais da otosclerose;
- No modelo unidimensional discreto massa-mola a influência do aumento da massa do estribo acarretou uma perda da audição das frequências agudas, compatíveis com os estágios mais avançados da otosclerose;
- As alterações no ligamento anular do estribo podem gerar uma perda auditiva compatível com a fase inicial da doença, normalmente assintomática, o que nos

permite refletir sobre um possível diagnóstico precoce do mesmo, caso seja viável, para ser inserido futuramente na avaliação básica da audição.

- O modelo geométrico tridimensional do ouvido médio apresenta medidas semelhantes com os modelos do ouvido encontrado na literatura

5.1 PERSPECTIVAS DE TRABALHOS FUTUROS

- Utilizar o modelo unidimensional discreto massa-mola para simular outras patologias do ouvido e comparar com os seus achados clínicos;
- Utilizar o modelo geométrico tridimensional do ouvido desenvolvido neste trabalho para simular a audição normal, patologias e diferentes formas de tratamento em programas de engenharia assistido por computador;
- Utilizar o modelo geométrico tridimensional do ouvido para simular diferentes materiais de próteses do estribo, comumente usadas no tratamento da otosclerose;
- Comparar exames audiométricos, tomografias computadorizadas de indivíduos em diferentes estágios da otosclerose com o modelo unidimensional e tridimensional do ouvido.
- Ampliar o modelo geométrico tridimensional do ouvido, incluindo o conduto auditivo externo e a orelha interna;
- Pesquisar e desenvolver uma maneira de avaliar o ligamento anular do estribo a fim de diagnosticar precocemente possíveis alterações que podem estar relacionadas às perdas auditivas, no início da doença e que normalmente é assintomático;
- Utilizar os modelos para auxiliar profissionais de saúde a orientar os pacientes quanto ao processo evolutivo da otosclerose e suas consequências para audição, assim como conscientizar quanto a importância do início do tratamento.

6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Anson BJ, Donaldson JA. Surgical anatomy of the temporal bone and ear. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1973.

Albernaz PLM. Quem ouve bem vive melhor: um livro para pessoas com problemas de audição e seus familiares. São Paulo: MG Editores, 2008, cap 2, 24-25p.

Beales PH. In Kerr AG, Booth JB. Scott-Brown's Disease of Ear, Nose and Throat. 5th. edition. London: Butterworth; 1987; 301-339p.

Bécker W; Naumann H H; Pfaltz C R. Otorrinolaringologia prática: diagnóstico e tratamento. 2º edição. Rio de Janeiro: Revinter, 1999, capítulo 1; 1-136p.

Bertachini L, Gonçalves MJ. Comunicação na terceira idade. *Mundo Saúde*. 2002; 26(4): 483-9p.

Bistafa, S. R. *Acústica Aplicada ao Controle de Ruído*. 1ª edição. São Paulo: Edgar Blücher, 2006.

Bloch SL, Sørensen MS. The viability and spatial distribution of osteocytes in the human labyrinthine capsule: A quantitative study using vector-based stereology *Hearing Research*, 2010;270:65e70p.

Bonaldi L V; De Angelis M A; Smith R L. Anatomia funcional do sistema vestibulococlear. In: FROTA S. *Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia*. 2º edição. Rio de Janeiro: Koogan, 2003;1-17p.

Costa, F G. *Estudo biomecânico do ouvido médio*, tese. 2008. Engenharia –Universidade do Porto, Portugal.

Dai C, Chenga T, Wood M W, Gan R Z. Fixation and detachment of superior and anterior malleolar ligaments in human middle ear: Experiment and modeling. *Hear Res*. 2007 August ; 230(1-2): 24–33p.

Dangelo J G, Fattini CA. *Anatomia humana sistêmica e segmentar*. 2º edição. Rio de Janeiro: Atheneu, 1987.

Engstrom H, Rockert H. Normal Histology of the Labyrinthine Capsule and oval window area. In SCHUKNECHT H. *Otosclerosis*. 1º edição. Boston: Little, brown and company, 1962 capítulo 1; 3p.

Feng B Gan R, A lumped-parameter mechanical model of human ear for sound transmission. Conferência Houston, 2002.

Feng B, Gan R Z. Lumped parametric modelo f the human ear for sound transmission. *Biomechanic model mechanobiol*, 2004; 3:33-47p.

Filho O L. Anatomofisiologia clínica dos órgãos da audição. In: FILHO O L; CAMPOS C A H. Tratado de otorrinolaringologia.1ªedição. São Paulo: Roca Ltda, 1994, Parte IV, capítulo 1; 481-485p(a).

Filho O L. Otospongiose Coclear . In: FILHO O L; CAMPOS C A H. Tratado de otorrinolaringologia.1ªedição. São Paulo: Roca Ltda, 1994, Parte IV, capítulo 22; 796-804p(b).

Freitas AV, Becker CG, Guimarães Reis, Tormin PF, Crosara B, Moraes Gan, Moura M. Tratamento cirúrgico da otosclerose na residência médica. Rev Bras Otorrinolaringol. 2006;72(6):727-30p.

Frota, S. Avaliação básica da audição. In: FROTA S. Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia. 2ª edição. Rio de Janeiro: Koogan, 2003, capítulo 3, 41- 59p.

Frota, S, Sampaio F. Logoaudiometria. In: Frota S. Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia. 2ª edição. Rio de Janeiro: Koogan, 2003, capítulo 4, p.63- 69p.

Frost HM. Observations on the fundamental nature of otosclerosis.In: Schuknecht H. Otosclerosis.1ª edição. Boston: Little, brown and company, 1962 capítulo 3; 54p.

Funnel, W R J, Decraemer, S M, Khanna S M . On the damped frequency response of a finite-element model of the cat eardrum. *J Acoust Soc Am*, 1987; 81(6):1851-1859p.

Funnell W.R.J., Laszlo C.A. Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method. *J. Acoust. Soc. Am*, 1978; 63 (5): 1461-1467p.

Gan R Z, Feng B, Sun Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of biomedical engineering*. 2004; 32(6):847-859p.

Gan R Z, Reeves B P, Wang X. Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea. *Annals of Biomedical Engineering*, 2007; 35(12): 2180–2195p.

Gan R Z, Dai C, Wang X, Nakmali D, Wood M W. A totally implantable hearing system – Design and function characterization in 3D computational model and temporal bones, *Hearing Research* 2010; 263:138–144p.

Garbe, C; Gentil, F; Parente, M; Martins, P; Ferreira A.J.M; Jorge, R.N. Dynamic analysis of the biomechanic behavior of the middle ear and tympanic membrane through the application of the finite element method. *Latin Am J Telehealth*, 2010; 2(1):78-89p.

Gentil F, Jorge R M N, Ferreira A J M, Parente M P L, Moreira M, Almeida E. Estudo do efeito do atrito no contacto entre os ossículos do ouvido médio. *Rev. Int. M´et. Num. C´alc. Dis. Ing.* 2007; 23 (2): 177-187p.

Gerges, S N Y. Ruido: Fundamentos e controle. 2ª edição. Florianópolis: NR Editora. 2000, cap 1; 6-10p.

Henninger, H. B. et al. Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, part H*, 2010; 224: 801-812p.

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. *Ann. Otol. Rinol. Laryngol*, 2003; 112.

Hueb MM, Goycoolea, MV. Aspectos histopatológicos da perda auditiva na otosclerose. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 1991,57(1):18-28p.

Hungria H. *Otorrinolaringologia*. 8ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988, cap 51, 508-522p.

Iyer PV, Gristwood RE. Histopathology of the stapes in otosclerosis. *Pathology*, 1984; 16:30–38p.

Karosi T, Sziklai I. Etiopathogenesis of otosclerosis. *Eur Arch Otorhinolaryngol* (2010) 267:1337–1349p.

Kinsler LE. *Fundamentals of acoustics*. 3ª edição. Wiley, 1982.

Koike, T, Wada, H, Kobayashi, T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *J. Acoust. Soc. Am*, 2002; 111 (3):1306-1317p.

Kopf-Maier P. *Atlas de anatomia humana de wolf-heidegger*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1990.

Ladak, H.M; Funnell, HRJ. Finite-element modeling of the normal and surgically repaired cat middle ear. *J. Acoust. Soc. Am*, 1996; 100; 2: 933-943p.

Lee CF, Chen PR, Lee WJ, Chen JH, Liu TC. Three dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high resolution computed tomography and finite element analysis. *Laryngoscope*, 2006;116(5):711-6p.

Liu Y, Li S, Sun X. Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear. *Acta Mech Sin*, 2009; 25: 241-247p.

Lloyd, L. L.; Kaplan, H. *Audiometric interpretation: a manual of basic audiometry*. University Park Press: Baltimore; 1978, 16-7p.

Mckenzie W. *Audiograms in otosclerosis*. The journal of laryngology and otology, London, 1948.

Menezes P L; Griz S; Motta M A. *Psicoacústica*. In: MENEZES P L; NETO S C; MOTTA M A. *Biofísica da audição*. 1ª edição. São Paulo: Lovise, 2005, capítulo 3, 65-67p.

Menger D J, Tange R A. The aetiology of otosclerosis: a review of the literature. *Clin otolaryngol*, 2003; 28:112-120p.

Miller MH, Schein J D. Selected complex auditory disorders. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2005,42(4):1-8p.

Min JY , Chung WH, Lee WY, 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*, 2010; 37: 23–28p.

Niedermeyer HP, Arnold W, Schwub D, Busch R, Wiest I, Sedlmeier R. Shift of the distribution of age in patients with otosclerosis. *Acta Otolaryngol* 2001; 121: 197 –199p.

Palacios E; Valvassori G. Cochlear and fenestral otosclerosis. *ENT-Ear, Nose&Throat Journal*, 2001,440p.

Pedroso M A. Aspectos metrológicos da calibração de audiômetros, dissertação, 2002. *Metrologia Científica e Industrial - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.*

Pereira GMNG. Otosclerose: etiopatologia, histopatologia e fisiopatologia. 2010. *Ciências Biomédicas – Universidade do Porto, Portugal.*

Pickles J.O. *An Introduction to the Physiology of Hearing*. USA: Academic Press, 1998.

Rao S. *Vibrações Mecânicas*. Pearson Education, 2009.

Rocha RM. Tratamento cirúrgico da otosclerose . In: Filho OL, Campos CAH. *Tratado de otorrinolaringologia*. 1º edição. São Paulo: Roca Ltda, 1994, capítulo 23; 805-813p.

Roslyn-Jensen AMA. Importância do diagnóstico precoce na deficiência auditiva. In: Ferreira LP. *Tratado de fonoaudiologia*. São Paulo: Roca; 1996; 297-309p.

Russo I C P. *Acústica e psicoacústica aplicadas a fonoaudiologia*. 2º edição. São Paulo: Lovise, 1999.

Russo I, Santos M. *A Prática da Audiologia Clínica*. 4 ed. São Paulo: Cortez, 1993.

Russo ICP, Pereira LD, Carvalho RMM, Anastásio ART. Encaminhamentos sobre perda auditiva em nossa realidade. Rev Soc Bras Fonoaudiol. 2009; 14(2): 287-8p.

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 2008;74(2):303-6p.

Schrauwen I, Ealy M, Huentelman M J, Thys M, Homer N, Vanderstraeten K, Fransen E, Corneveaux J J, Craig D W, Claustres M, Cremers CWRJ, 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, 2009; 84: 328–338p,

Sakihara Y, Christensen B, Parving A. Prevalence of hereditary hearing impairment in adults. Scand Audiol, 1999; 28:39–46p.

Silman, S; Silverman, C.A. Basic audiologic testing. In: SILMAN, S; SILVERMAN, C.A. Auditory diagnosis: principles and applications. San diego: Singular publishing group, 1997, p.44-52.

Sim JH, Puria S. Soft Tissue Morphometry of the Malleus–Incus Complex from Micro-CT Imaging. Journal of the association for research in otolaryngology.2008;(9) 5-21p.

Sobotta. Atlas de anatomia humana. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2008.

Soder R, Martins JPF, Cruzetta RM, Sakae TM, Danielli L, Trevisol AR. Otosclerose – resultados de estapedectomias e estapedotomias realizadas no Hospital Nossa Senhora da Conceição de Tubarão – SC. Arquivos Catarinenses de Medicina, 2009.

Sorensen DM. Doenças do ouvido médio. In: Jakef B, Stark AK. Segredos em otorrinolaringologia: respostas necessárias ao dia-a-dia em rounds, na clínica e em exames orais e escritos. Porto Alegre: ArtMed, 1998.

Sun Q, Gan R. Z., Chang K.-H., Dormer K. J. Computer-integrated finite element modeling of human Middle ear. *Biomechan Model Mechanobiol*, 2002;1:109-122p.

Testa J R G, Millas I, De Vuono I M, Neto M E L R B V, Lobato MF. Otosclerose: resultados de estapedotomias. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 2002, 68(2): 251-253p.

Volandri G, Di Puccio F, Forte P, Carmignani C. Biomechanics of the tympanic membrane. *Journal of biomechanics*, 2011; 14(7): 1219-1236p.

Wada H, Metoki T, Kobayashi, T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method. *J. Acoust. Soc. Am.* 1992; (6):3157-3168p.

Wada, H.; Koike, T.; Kobayashi, T.: Three-dimensional finite-element method (FEM) analysis of the human middle ear. In: Hu¨ttenbrink KB (ed) *Middle ear mechanics in research and otosurgery*. Department of Oto-Rhino-Laryngology, Dresden University of Technology, Dresden, 1996; 76–80p.

Wever EG, Lawrence M. *Physiological acoustic*. Princenton University Press, 1982.

Williams, K.R.; Blayney, A.W.; Rice, H.J.: Development of a finite element model of the middle ear. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*, 1996; 117: 259–264p.

Zemlin W R. *Princípios de anatomia e fisiologia em fonoaudiologia*. Artmed. 4º edição. São Paulo, 2005.

Zhao F, Koike T, Wang J, Sienz H, Meredith R. Finite element analysis of the middle ear transfer functions and related pathologies. *Medical Engineering and Physics*, 2009; (31):907–916p.