

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

Diego Calero

TESE DE DOUTORADO

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO MULTI-CORPOS DA
ORELHA MÉDIA HUMANA E ANÁLISE DE ACOPLAMENTO
DE UM SENSOR IMPLANTÁVEL**

Orientador: Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.

Florianópolis

2018

Diego Calero

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO MULTI-CORPOS DA
ORELHA MÉDIA HUMANA E ANÁLISE DE ACOPLAMENTO
DE UM SENSOR IMPLANTÁVEL**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.

Coorientador: Prof. Stephan Paul, Dr. Eng.

Florianópolis

2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor através do
Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da
UFSC.

Calero, Diego

Desenvolvimento de modelo multi-corpos da orelha média humana e análise de acoplamento de um sensor implantável / Diego Calero ; orientador, Júlio Cordioli ; coorientador, Stephan Paul, 2018.
211 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Vibrações. 3. Biomédica. 4. Modelagem Numérica. 5. Orelha Média. I. Cordioli, Júlio. II. Paul, Stephan. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Diego Calero

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO MULTI-CORPOS DA
ORELHA MÉDIA HUMANA E ANÁLISE DE ACOPLAMENTO
DE UM SENSOR IMPLANTÁVEL**

Esta Tese foi julgada aprovada para a obtenção do Título de “Doutor em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 9 de Março 2018.

Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.
Coordenador

Prof. Stephan Paul, Dr. Eng.
Coorientador

Banca Examinadora:

Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.
Orientador

Prof. Rodrigo Roesler, Dr. Eng.

Prof. Eduardo Alberto Fancello, Dr. Eng.

Prof. Andrey da Silva, Ph.D.

Prof. Domingos Alves Rade, D.Sc.
Instituto Tecnológico de Aeronáutica

Prof. Laércio Mendonça, Dr.
Universidade Federal de São Paulo

Dedicado para Carolina, minha companheira, pela coragem e decisão de percorrer esse longo caminho comigo do começo ao fim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus orientadores Prof. Júlio Cordioli e Prof. Stephan Paul, pela grande oportunidade que significou trabalhar com eles, por todos os conhecimentos compartilhados, toda a paciência e compreensão, e por sempre me oferecer o apoio para enfrentar todos os desafios que apareceram durante este tempo.

Agradeço aos amigos, colegas e professores do LVA pelos conselhos acadêmicos e a pré-disposição de resolver dúvidas em todo momento, principalmente Loch, Felipe, Rud, Zargos, Lucas, Bonomo, Paulo, Bruna e Evandro pela contribuição com o cumprimento dos objetivos deste trabalho.

Agradeço à CAPES e a empresa Wavetech Soluções Tecnológicas, representada por Guillaume Barrault, pelo apoio logístico e econômico para poder levar a cabo este projeto.

Aos meus amigos pela confiança e apoio, por todos os momentos de lazer, inclusive a distância. Minha gratidão grande com Brayan, Raúl, Tere, Rebeca e Helberte pelo tempo compartilhado e por ajudar a facilitar a minha vida em Floripa.

Agradeço a toda minha família. Aos meus pais Rodrigo e Natalia, pelo grande esforço dedicado para minha formação acadêmica e moral, a qual espero esteja rendendo os frutos esperados por vocês. Ao meus irmãos Carlos e Melissa por me escutar e distrair, desculpas pela longa ausência. A Tatiana pelos conselhos que nunca faltaram. A Oscar, Martha e Oscar Julián pela companhia, pela acolhida e pelos cafés.

Finalmente agradeço à minha esposa Carolina, pelo amor, pelo apoio incondicional, pela imensa companhia, pelos momentos de relaxamento e decisão e por me incentivar a sonhar, mas sempre com a premissa de cumprir os sonhos, lutando contra vento e maré.

Dizem que antes de um rio entrar no mar, ele treme de medo. Olha para trás, para toda a jornada que percorreu, para os cumes, as montanhas, para o longo caminho sinuoso que trilhou através de florestas e povoados, e vê à sua frente um oceano tão vasto, que entrar nele nada mais é do que desaparecer para sempre. Mas não há outra maneira. O rio não pode voltar. Ninguém pode voltar. Voltar é impossível na existência. O rio precisa de se arriscar e entrar no oceano. E somente quando ele entrar no oceano é que o medo desaparece, porque apenas então o rio saberá que não se trata de desaparecer no oceano, mas de tornar-se oceano.

(Osho)

RESUMO

A dinâmica da orelha média humana (OM) tem sido estudada durante os últimos anos devido ao interesse em melhor compreender seus diferentes aspectos e observar o efeito de diferentes patologias e de suas cirurgias corretivas, com ou sem o uso de próteses passivas ou ativas. A fim de caracterizar a dinâmica da OM várias abordagens têm sido propostas, entre elas procedimentos experimentais e modelos computacionais. Entre os modelos computacionais, o método de elementos finitos (EF) tem sido o mais utilizado devido ao nível de detalhe na definição de geometrias e materiais. No entanto, sua aplicação implica um custo computacional alto e a observação do movimento relativo entre os componentes da cadeia ossicular não é clara. Em contraste, outros modelos mais simples de parâmetros concentrados (PC) também têm sido usados, porém limitando a análise da vibração da OM em 1-D. Como alternativa, os modelos multi-corpos (MC) combinam a análise de estruturas flexíveis com a dinâmica de corpo rígido, resultando em um menor número de graus de liberdade (GL) do que o modelo EF e uma descrição mais simples da dinâmica da OM em 3 - D. No presente trabalho é proposto o desenvolvimento de vários modelos MC da OM através da simplificação de um modelo de EF. Inicialmente, a geometria, propriedades mecânicas e condições de contorno do modelo EF são definidos através da comparação das respostas do modelo com resultados experimentais obtidos com ossos temporais (OTs) humanos, e com resultados experimentais apresentados na literatura. Posteriormente, os modelos MC são desenvolvidos seguindo uma sequência de simplificação: i) aplicando o equacionamento MC para corpos flexíveis; ii) considerando os ossículos como corpos rígidos; iii) substituindo ligamentos e tendões individualmente por elementos concentrados de mola-amortecedor; iv) substituindo as juntas individualmente por juntas cinemáticas com diferentes GL; e v) implementando todas as simplificações conjuntamente. A representação simplificada dos componentes flexíveis permite analisar a influência das propriedades dinâmicas, principalmente da rigidez, na dinâmica da OM. As respostas dos diferentes modelos obtidos em cada etapa de simplificação são comparadas em termos da FRF da velocidade do estribo vs. pressão sonora na MT, da FRF da velocidade em outros pontos na cadeia ossicular, e dos modos de vibração utilizando-se métodos de correlação. Finalmente, um modelo MC re-

duzido da OM é usado para analisar a resposta de um acelerômetro MEMS piezelétrico quando implantado em diferentes posições da cadeia ossicular. Adicionalmente são consideradas algumas restrições do processo de implantação, tais como o acesso na cirurgia, métodos de fixação e precisão na colocação.

Palavras-chave: orelha média, método de elementos finitos, sistemas multi-corpos, aparelhos auditivos, sensores implantáveis

ABSTRACT

The dynamics of the human middle ear (ME) has been studied during the last years due to the interest in better understanding its different aspects and to observe the influence of different pathologies and their corrective surgeries, or the use of passive or active prostheses. In order to characterize the ME dynamics several approaches have been proposed, including experimental procedures and computational models. Among the computational models, the finite element (FE) method has been widely used because of the level of detail in the definition of geometries and materials. However, its application implies in a high computational cost and the observation of the relative movement between the components of the ossicular chain is not clear. In the other hand, other simpler models of lumped parameters (LP) have also been used, however limiting the analysis of ME vibration to 1-D. As an alternative, multi-body (MB) models combine the analysis of flexible structures with rigid body dynamics, resulting in a lower number of degrees of freedom (DOFs) than the FE model and a simpler description of the dynamics of the ME in 3-D. In the present work the development of several MB models of the human ME is proposed, through the simplification of a FE model. Initially, the geometry, mechanical properties and boundary conditions of the FE model are defined by comparing the model responses with experimental results obtained with human temporal bones (TBs) and with experimental results presented in the literature. Afterwards, the MB models are developed following a simplification sequence: i) applying the MB formulation for flexible bodies; ii) considering the ossicles as rigid bodies; iii) replacing ligaments and tendons individually by lumped spring-damper elements; iv) replacing the joints individually by kinematic joints with different DOFs; and v) implementing all the simplifications together. The simplified representation of the flexible components allows to analyze the influence of the dynamic properties, especially the stiffness, on the ME dynamics. The responses of the different models obtained in each stage of simplification are compared in terms of the FRF of stapes velocity vs. sound pressure at the TM, the velocity in other points in the ossicular chain, and the vibration modes using correlation methods. Finally, a reduced MB model of the human ME is used to analyze the response of a piezoelectric MEMS accelerometer when implanted at different positions of the human OC. In addition,

some restrictions of the implantation process are considered, such as the surgical access, methods of fixation and accuracy and precision in sensor placement.

Keywords: Cochlear implant; Hearing aids, Implantable transducers, Subcutaneous microphone, piezoelectric sensor, MEMS

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Esquema do sistema auditivo humano periférico	38
Figura 2.2	Esquema da orelha interna	39
Figura 2.3	Esquema da orelha média	41
Figura 2.4	Esquema da estrutura da membrana timpânica	42
Figura 2.5	Esquema dos ossículos da orelha média	43
Figura 2.6	Esquema da montagem experimental para medição da velocidade do estribo e pressão sonora próxima a MT	47
Figura 2.7	Esquema da montagem experimental para medição da velocidade do umbo	50
Figura 2.8	Padrão de deslocamento da membrana timpânica medido experimentalmente	51
Figura 2.9	Modelo de parâmetros concentrados da orelha média	55
Figura 2.10	Modelo de circuito equivalente da orelha média	56
Figura 2.11	Modelo de elementos finitos da orelha média	58
Figura 2.12	Modelo de elementos finitos vibro-acústico da orelha média	59
Figura 2.13	Formas modais obtidas através de um modelo EF	60
Figura 2.14	Modelo de circuito equivalente em 3-D da orelha média	61
Figura 2.15	Esquema dos componentes do modelo multi-corpos .	63
Figura 2.16	Modelo multi-corpos da orelha média	64
Figura 2.17	Esquema do modelo multi-corpos flexíveis	64
Figura 2.18	Classificação dos sensores implantáveis encontrados na literatura	67
Figura 2.19	Acelerômetro MEMS piezoresistivo	72
Figura 2.20	Sensores de deslocamento MEMS capacitivo	73
Figura 2.21	Esquema do sensor de força piezoelétrico	75
Figura 2.22	Acelerômetro piezoeletrico	76
Figura 2.23	Esquema das posições analisadas para colocação de um sensor	78
Figura 2.24	Esquema da fixação com grampo metálico	79
Figura 2.25	Implantação do transdutor do <i>Vibrant Soundbridge</i>	

	em diferentes posições da cadeia ossicular	80
Figura 3.1	Geometria e componentes do modelo de elementos finitos da orelha média	82
Figura 3.2	Áreas de aplicação de condições de contorno no modelo de elementos finitos da orelha média	83
Figura 3.3	Impedância da cóclea Z_{coc}	84
Figura 3.4	Condições de contorno do modelo de elementos finitos da orelha média	85
Figura 3.5	Comparação da magnitude do deslocamento da superfície da membrana timpânica	88
Figura 3.6	Comparação $H_{V_{um}/P_{mt}}$ modelo EF e experimental	88
Figura 3.7	Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ modelo EF de referência e experimental	89
Figura 3.8	Primeiras duas formas modais do modelo de EF da OM	91
Figura 3.9	Terceira, quarta e quinta formas modais do modelo EF da OM	92
Figura 3.10	Fotografia dos equipamentos utilizados no procedimento experimental	93
Figura 3.11	Esquema da montagem experimental (com canal auditivo externo)	94
Figura 3.12	Esquema da montagem experimental (com canal auditivo artificial)	95
Figura 3.13	Fotografias do acesso lateral-posterior através da cirurgia mastoidectomia	96
Figura 3.14	FRF do <i>probe</i> $H_{P_{med}/P_{mt}}$	98
Figura 3.15	Comparação de $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ experimentais com resultados da literatura	101
Figura 3.16	Comparação entre $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ e $H_{V_{um}/P_{mt}}$ experimental e do modelo EF	101
Figura 3.17	Comparação de FRF e da função coerência para ossos frescos	102
Figura 3.18	Comparação de FRF e da função coerência no osso temporal M2804E marcado com tinta e fita refletiva	103
Figura 3.19	Comparação de FRF e da função coerência dos ossos temporais frescos e formolizados	104
Figura 3.20	Comparação de FRF e da função coerência do osso	

	temporal M3007D com canal auditivo natural e artificial.....	105
Figura 4.1	Método de desenvolvimento de modelos multi-corpos de orelha média.....	108
Figura 4.2	Conjuntos de pontos para medição de formas modais e FRFs.....	109
Figura 4.3	Comparação de matriz AutoMAC do modelo EF para dois conjuntos de pontos.....	109
Figura 4.4	Comparação de matriz AutoFRAC do modelo EF para dois conjuntos de pontos.....	110
Figura 4.5	Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ modelos EF, MC flexível e MC parcialmente rígido.....	111
Figura 4.6	Comparação das matrizes MAC do modelo EF e modelos MC flexível e parcialmente rígido.....	113
Figura 4.7	Esquema das funções de forma usadas pelo COMSOL	113
Figura 4.8	Comparação das matrizes FRAC do modelo EF e modelos MC flexível e parcialmente rígido.....	114
Figura 4.9	Comparação de $ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ dos modelos MC par. rig. variando a rigidez do SML e LML.....	115
Figura 4.10	Comparação de $ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ dos modelos MC par. rig. variando a rigidez do AML e o PIL.....	116
Figura 4.11	Comparação de $ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ dos modelos MC par. rig. variando a rigidez do TT e o ST.....	118
Figura 4.12	Esquema dos graus de liberdade na IMJ.....	119
Figura 4.13	$ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ modelos MC par. rig. variando a rigidez na IMJ.....	120
Figura 4.14	Esquema dos graus de liberdade na ISJ.....	121
Figura 4.15	$ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ modelos MC par. rig. variando a rigidez na ISJ.....	122
Figura 4.16	Esquema dos graus de liberdade na IMJ.....	123
Figura 4.17	$ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ modelos MC par. rig. variando rigidez na SVJ.....	123
Figura 4.18	Modelo multi-corpos reduzido da orelha média.....	124
Figura 4.19	$ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ modelos MC reduzidos com diferentes GLs	126
Figura 4.20	Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 3-3-3 por meio das matrizes MAC e o FRAC ...	127
Figura 4.21	Comparação dos modelos MC par. rig. e MC redu-	

	zido 6-6-6 por meio das matrizes MAC e o FRAC ... 128
Figura 4.22	Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 1-6-6 por meio das matrizes MAC e o FRAC ... 128
Figura 4.23	Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 3-3-6 por meio das matrizes MAC e o FRAC ... 129
Figura 4.24	Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ modelos EF, MC parcialmente rígido e MC reduzido 3-3-6 130
Figura 4.25	$ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ modelos MC reduzidos com IMJ e ISJ totalmente rígidas 131
Figura 5.1	Acelerômetro MEMS piezoelétrico anular de 2 mm .. 134
Figura 5.2	Comparação da $ H_{Q_p/A_0} $ numérico e experimental do acelerômetro MEMS piezoelétrico anular de 2 mm 135
Figura 5.3	Resposta do módulo da aceleração da cadeia ossicular 137
Figura 5.4	Regiões do acesso para implantação do sensor 138
Figura 5.5	Definição das regiões e subdivisão das superfícies no modelo multi-corpos da orelha média 138
Figura 5.6	Comparação de $ H_{A_m/P_{mt}} $ máxima em diferentes regiões, sem acoplamento e com acoplamento do sensor 139
Figura 5.7	Comparação de $ H_{V_{pl}/P_{mt}} $ sem acoplamento e com acoplamento do sensor em diferentes regiões 140
Figura 5.8	Comparação de $ H_{A_n/P_{mt}} $ máximas e mínimas em diferentes regiões com acoplamento do sensor 141
Figura 5.9	Posições dos pontos de aceleração normal máxima e mínima em cada região definida da cadeia ossicular . 141
Figura 5.10	Esquema de sensores implantados na CO com as direções de aceleração normal e os ângulos de rotação da direção de medição 143
Figura 5.11	Comparação de $ H_{A_n/P_{mt}} $ máximas em diferentes regiões, e medidas quando o sensor é rotacionado 30° nas três direções 143
Figura A.1	Tratamentos segundo o tipo de deficiência e o grau de perda auditiva 174
Figura A.2	Próteses passivas de orelha média 174
Figura A.3	Esquema do <i>BAHA</i> 175
Figura A.4	Esquema de um aparelho auditivo 176

Figura A.5	Esquema do implante coclear tradicional	177
Figura A.6	Esquema do aparelho <i>Vibrant Soundbridge</i>	178
Figura A.7	Esquema do aparelho <i>Maxum</i>	178
Figura A.8	Esquema do aparelho <i>Carina</i>	179
Figura A.9	Esquema do aparelho <i>Esteem</i>	179
Figura B.1	Sistema mecânico de um grau de liberdade	183
Figura B.2	Diagramas de Bode das FRF de um sistema mecânico de um grau de liberdade	185
Figura C.1	Representação geral de um sistema multi-corpos	195
Figura C.2	Sistema de coordenadas globais	196
Figura C.3	Exemplos de juntas mecânicas	197
Figura C.4	Representação vetorial das principais juntas ci- nemáticas	197
Figura C.5	Sistema de coordenadas de um corpo elástico	200
Figura C.6	Sistema de coordenadas de um elemento no corpo elástico	201
Figura D.1	Esquema de um acelerômetro piezoelétrico uniaxial .	207
Figura D.2	Esquema de um circuito de amplificação de carga . . .	208

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Resumo das alternativas para o sensor implantável propostas na literatura.	68
Tabela 2.2	Resumo das alternativas para o sensor implantável propostas na literatura (continuação).	69
Tabela 3.1	Propriedades mecânicas usadas para o modelo de referência de elementos finitos.	86
Tabela 3.2	Frequências naturais obtidas pela análise modal para o modelo EF e modelos EF da literatura.	90
Tabela 3.3	Descrição dos ossos temporais dissecados.	97
Tabela 4.1	Comparação de frequências naturais do modelo EF e modelos MC flexível e parcialmente rígido.	112
Tabela 4.2	Parâmetros usados no modelo MC reduzido.	125
Tabela 4.3	Comparação das primeiras cinco frequências naturais (em Hz) do modelo EF e modelos MC parcialmente rígido e reduzido 3-3-6.	130
Tabela 4.4	Custo computacional dos modelo EF, MC flexível, parcialmente rígido e reduzido 3-3-6.	131
Tabela 5.1	Características gerais do acelerômetro MEMS piez-elétrico.	134
Tabela 5.2	Distância entre e variação do ângulo das normais localizados nos pontos de aceleração máxima e mínima em cada região.	142
Tabela 5.3	Média da diferença da resposta em (dB) quando rotacionado com respeito à direção de aceleração normal máxima.	144

LISTA DE ABREVIATURAS

LVA	Laboratório de Vibrações e Acústica
OT	Oso temporal
OM	Orelha média
MT	Membrana timpânica
CO	Cadeia ossicular
IMJ	<i>Incudomalleolar joint</i> -junta incudomaleolar
ISJ	<i>Incudostapedial joint</i> -junta incudostapedial
SVJ	<i>Stapedio-vestibular joint</i> -junta vestibulo-estapedial
SAL	<i>Stapedial annular ligament</i> -ligamento anular do estribo
MH	<i>Malleus head</i> - Cabeça do martelo
MN	<i>Malleus neck</i> - Colo do martelo
MHA	<i>Malleus handle</i> - Cabo do martelo
IB	<i>Incus body</i> - Corpo da bigorna
ISP	<i>Incus short process</i> - Ramo curto da bigorna
ILP	<i>Incus long process</i> - Ramo longo da bigorna
SH	<i>Stapes head</i> - Cabeça de estribo
SML	<i>Superior malleolar ligament</i> - ligamento superior do martelo
AML	<i>Anterior malleolar ligament</i> - ligamento anterior do martelo
LML	<i>Lateral malleolar ligament</i> - ligamento lateral do martelo
PIL	<i>Posterior incudal ligament</i> - ligamento posterior da bigorna
TT	<i>Tensor tympani</i> - tendão tensor do tímpano
ST	<i>Stapedial tendon</i> - tendão estapédio
NPS	Nível de pressão sonora
FRF	Função de resposta em frequência
LDV	<i>Laser doppler vibrometer</i> - vibrômetro laser
GL	Grau de liberdade
PC	Parâmetros concentrados
EF	Elementos finitos

MC	Multi-corpos
AASI	Aparelho de amplificação sonora individual
AAI	Aparelho auditivo implantável
IC	Implante coclear
AATI	Aparelho auditivo totalmente implantável
ICTI	Implante coclear totalmente implantável
CLT	Transdutor electromagnético sem contato - <i>Contactless electromagnetic transducer</i>
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
LVA	Laboratório de Vibrações e Acústica
FRAC	<i>Frequency response assurance criterion</i>
MAC	<i>Modal assurance criterion</i>
DSP	<i>Digital signal processor</i> -processador digital de sinais
FMT	<i>Floating mass transducer</i> -transdutor de massa flutuante

LISTA DE SÍMBOLOS

V_{pl}	Velocidade da platina do estribo
P_{mt}	Pressão na membrana timpânica
$H_{V_{pl}/P_{mt}}$	FRF de velocidade da platina do estribo vs. pressão na membrana timpânica
Z_{coc}	Impedância da cóclea
P_{coc}	Pressão intra-coclear
A_{pl}	Área da platina do estribo
V_{um}	Velocidade do umbo
$H_{V_{um}/P_{mt}}$	FRF de velocidade do umbo vs. pressão na membrana timpânica
n	Número de coordenadas do sistema
\mathbf{q}	Vetor de coordenadas do sistema mecânico
\mathbf{M}	Matriz de inércia do sistema
\mathbf{C}	Matriz de amortecimento do sistema
\mathbf{K}	Matriz de rigidez do sistema
\mathbf{Q}	Vetor de cargas externas aplicadas sobre o sistema
ρ	Densidade do material
E	Módulo de elasticidade do material
σ	Matriz de tensões
η	Fator de perda amortecimento estrutural
α	Constante de amortecimento proporcional à massa
β	Constante de amortecimento proporcional à rigidez
ϵ	Vetor de deformações
ν	Coefficiente de Poisson
\mathbf{u}	Vetor de deslocamentos
\mathbf{n}	Vetor normal à superfície
Φ_q	Matriz jacobiana de restrições
λ	Multiplicadores de Lagrange
r	Número de restrições
\bar{X}	Valor médio
σ_s	Desvio padrão
n_a	Número de amostras

A	Área transversal do ligamento
L	Comprimento efetivo do ligamento
β_p	Constante de amortecimento proporcional
γ_{vp}^2	Função coerência
k	Constante de mola
k_r	constante de mola torcional
c	Constante de amortecedor
m_s	Massa sísmica do sensor
m_{tot}	Massa total do sensor
H_{Q_p/A_0}	Resposta em carga do sensor
A_m	Módulo da aceleração
$H_{A_m/P_{mt}}$	FRF do módulo da aceleração vs. pressão na membrana timpânica
A_n	Aceleração na direção normal
$H_{A_n/P_{mt}}$	FRF da aceleração normal vs. pressão na membrana timpânica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
1.1	ESTUDO DA DINÂMICA DA ORELHA MÉDIA HUMANA	31
1.2	SENSORES IMPLANTÁVEIS E ACOPLAMENTO NA ORELHA MÉDIA	33
1.3	JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	35
1.4	OBJETIVOS	35
1.4.1	Objetivo Geral	35
1.4.2	Objetivos Específicos	35
1.5	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	36
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	37
2.1	ANATOMIA E FISIOLOGIA GERAL DO SISTEMA AUDITIVO HUMANO	37
2.2	ANATOMIA E FISIOLOGIA GERAL DA ORELHA MÉDIA	40
2.2.1	Membrana timpânica	40
2.2.2	Ossículos	41
2.2.3	Juntas	43
2.2.4	Ligamentos e tendões	44
2.3	CARACTERIZAÇÃO DA DINÂMICA DA ORELHA MÉDIA	45
2.3.1	Abordagens experimentais	45
2.3.1.1	Velocidade do estribo e impedância da cóclea	45
2.3.1.2	Vibração da membrana timpânica	48
2.3.1.3	Outras estruturas da cadeia ossicular	50
2.3.2	Modelos computacionais	54
2.3.2.1	Modelos de parâmetros concentrados	55
2.3.2.2	Modelos de elementos finitos	57
2.3.2.3	Modelos multi-corpos de orelha média	60
2.4	SENSORES IMPLANTÁVEIS PARA DISPOSITIVOS AUDITIVOS	65
2.4.1	Limitações dos dispositivos auditivos convencionais ..	65
2.4.2	Classificação e requerimentos principais dos sensores implantáveis	66
2.4.3	Descrição e desempenho dos sensores implantáveis ...	69
2.4.3.1	Microfones subcutâneos	70
2.4.3.2	Sensores implantados na orelha média	71

2.5	MODELOS NUMÉRICOS COM ACOPLAMENTO ENTRE O SENSOR E A ORELHA MÉDIA	77
2.5.1	Posição de implantação na orelha média	77
2.5.2	Métodos de fixação	78
3	DESCRIÇÃO DO MODELO DE REFERÊNCIA E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	81
3.1	MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DA ORELHA MÉDIA	81
3.1.1	Geometria e discretização	81
3.1.2	Carregamentos e condições de contorno	82
3.1.2.1	Pressão sonora e impedância da cóclea	82
3.1.2.2	Ligamentos e tendões	83
3.1.3	Propriedades mecânicas	85
3.1.4	Comparação com resultados da literatura	87
3.1.4.1	Deslocamento da membrana timpânica e velocidade do umbo	87
3.1.4.2	Velocidade da platina do estribo	89
3.1.4.3	Análise modal numérica	90
3.2	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	92
3.2.1	Montagem do experimento	92
3.2.2	Dissecção e conservação dos ossos temporais	94
3.2.3	Identificação e observação dos ossos temporais	96
3.2.4	Medição das respostas vibratórias	97
3.2.5	Resultados experimentais	100
3.2.5.1	Velocidade da platina do estribo e velocidade do umbo .	100
3.2.5.2	Óxido de zinco vs. fitas refletivas	103
3.2.5.3	Ossos frescos vs. ossos formolizados	104
3.2.5.4	Canal auditivo natural vs. canal auditivo artificial	104
4	DESENVOLVIMENTO DE MODELOS MULTI-CORPOS DA ORELHA MÉDIA	107
4.1	MÉTODO UTILIZADO	107
4.2	MODELOS MULTI-CORPOS FLEXÍVEL E PARCIALMENTE RÍGIDO	111
4.3	SUBSTITUIÇÃO DOS LIGAMENTOS E TENDÕES	114
4.3.1	Ligamentos superior e lateral do martelo (SML e LML)	114
4.3.2	Ligamentos anterior do martelo e posterior da bigorna (AML e PIL)	116
4.3.3	Tendões tensor timpânico e estapedial (TT e ST)	117
4.4	SUBSTITUIÇÃO DAS JUNTAS	117
4.4.1	Junta incudomaleolar (IMJ)	119
4.4.2	Junta incudostapedial (ISJ)	120

4.4.3	Junta estapedio-vestibular (SV)	121
4.5	MODELOS MULTI-CORPOS REDUZIDOS	124
5	ACOPLAMENTO DO SENSOR IMPLANTÁVEL NA ORELHA MÉDIA	133
5.1	DESCRIÇÃO DO SENSOR IMPLANTÁVEL	133
5.2	ACOPLAMENTO NO MODELO MULTI-CORPOS DA ORELHA MÉDIA	135
5.3	DEFINIÇÃO DA POSIÇÃO DO SENSOR	136
5.4	ALTERNATIVAS DE FIXAÇÃO	144
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	147
6.1	CONCLUSÕES	147
6.2	TRABALHOS FUTUROS	150
	REFERÊNCIAS	153
	APÊNDICE A - Tratamentos para perda auditiva	173
	APÊNDICE B - Teoria de vibrações e análise modal	183
	APÊNDICE C - Dinâmica de sistema multicorpos	195
	APÊNDICE D - Modelagem do acelerômetro piezoelétrico	207

1 INTRODUÇÃO

O sentido da audição é um dos elementos mais importantes para a comunicação do ser humano, através de sinais sonoros, incluindo sinais da fala. A capacidade de se comunicar através de sinais sonoros desempenha um papel importante na organização perceptual, na recepção e estruturação de informações, na aprendizagem e nas interações sociais.

Tanto o som da fala, como outros sons do ambiente, são eventos físicos que podem gerar sensações auditivas através dos mecanismos inerentes do sistema auditivo humano. Portanto, o entendimento do funcionamento normal ou deficiente deste órgão sensorial, tem sido motivo de estudo em diferentes áreas de pesquisa.

Inicialmente, o sistema auditivo humano pode ser dividido em sistema auditivo periférico e central. O sistema auditivo periférico é o encarregado de captar o som externo e transformá-lo em estímulos elétricos, manifestos em forma de impulsos nervosos. Esses impulsos são enviados e processados pelo sistema auditivo central, a fim de gerar as respectivas sensações auditivas (MØLLER, 2006; BENTO et al., 2014).

O sistema auditivo periférico pode ser dividido em orelha externa, média e interna. A função principal da orelha média (OM) é de caráter condutivo, transformando o estímulo sonoro presente na membrana timpânica (MT) em vibrações mecânicas transmitidas através da cadeia ossicular (CO). O movimento do estribo, no final da CO, é reconvertido em pressão sonora dentro na cóclea, na orelha interna. Dessa forma, a orelha média adapta a baixa impedância do ar à alta impedância do fluido intra-coclear.

Os mecanismos usados pela orelha média na sua função condutiva são de interesse de pesquisa, visto que podem ser utilizados para o estudo de diferentes doenças, aspectos dinâmicos na condução do som e o efeito da implantação de próteses passivas ou ativas.

1.1 ESTUDO DA DINÂMICA DA ORELHA MÉDIA HUMANA

Algumas abordagens experimentais e modelos numéricos tem sido propostos com o objetivo de caracterizar a dinâmica da OM. No que se refere aos procedimentos experimentais, a resposta dinâmica da OM tem sido geralmente caracterizada pela velocidade da platina

do estribo ou pela velocidade do umbo, medidas com vibrômetro laser em ossos temporais (OTs) humanos cadavéricos (VOSS et al., 2000; AIBARA et al., 2001; ROSOWSKI et al., 2007; HOMMA et al., 2009). Essas velocidades são relacionadas com a pressão sonora próxima da MT através de suas funções de resposta em frequência (FRFs). É assumido que a direção de movimento, tanto do estribo como da MT, é perpendicular à platina (conhecido também como “movimento de pistão”).

No entanto, o movimento da MT ocorre em padrões de deslocamento complexos (CHENG et al., 2013; GREEF et al., 2014), caracterizados por movimentos translacionais e rotacionais na CO, em direções diferentes à direção de movimento de pistão. Por exemplo, a rotação do estribo em torno dos dois eixos presentes no plano da platina tem sido observada experimentalmente (HATO et al., 2003; DECRAEMER; KHANNA, 2004; SIM et al., 2010). Da mesma maneira tem sido mostradas evidências de movimentos relativos entre os ossículos nas proximidades das juntas (WILLI et al., 2002; NAKAJIMA et al., 2005; ALIAN et al., 2013; GERIG et al., 2015), e que também são restringidos pela presença dos ligamentos e tendões (GAN et al., 2006; RAVICZ et al., 2004). Contudo, a magnitude e direções desses movimentos não foram especificadas nem comparadas já que dependem da exatidão no processo de medição. A importância de cada um deles na transmissão sonora até a orelha interna não se encontra definida de forma clara na literatura. Essa falta de informação é um fator limitante no entendimento de doenças da orelha média e no projeto de próteses ativas e passivas de OM.

Devido à complexidade envolvida na medição de respostas dinâmicas em OTs, uma grande variedade de modelos computacionais da OM humana vêm sendo apresentados. Os mais simples são os modelos de parâmetros concentrados (PC) em 1-D, que assumem uma única direção de movimento de pistão (FENG; GAN, 2004; O’CONNOR; PURIA, 2008). Apesar de representarem aspectos gerais da transmissão do som, os modelos de PC em 1-D não conseguem descrever os movimentos principais da OM.

O método de elementos finitos (EF) tem sido amplamente utilizado na modelagem da OM devido à possibilidade de analisar geometrias complexas e definir propriedades mecânicas em diferentes regiões (KOIKE et al., 2002; GAN et al., 2002; ZHAO et al., 2009; SIM; PURIA, 2008; GREEF et al., 2014; ZHANG et al., 2014). Além disso, essa modelagem permite a análise da influência de diferentes condições de contorno nas respostas dinâmicas do sistema (GREEF et al., 2014, 2015, 2017; LOBATO et al., 2017; LOBATO, 2018). Porém, a observação dos movimentos

principais da OM não é clara, já que sua análise, na maioria de vezes, é baseada na deformação dos seus componentes. Além disso, os modelos EF têm um alto custo computacional para sua implementação, especialmente se o interesse está no projeto e otimização de próteses de OM.

Como alternativa, modelos multi-corpos (MC) vêm sendo utilizados em alguns estudos para representação da OM, os quais combinam a análise de estruturas flexíveis com a dinâmica de corpo rígido. De forma geral, nos modelos MC, os ossículos são considerados como corpos rígidos (EIBER, 1999), resultando em um menor número de graus de liberdade (GLs) do que em modelos EF. Adicionalmente, a definição de restrições cinemáticas (SHABANA, 2013) permite a análise da dinâmica da OM em 3-D de maneira mais simples. A modelagem MC da OM é relativamente recente, com poucos trabalhos apresentados com diferentes propósitos: a implantação de próteses e atuadores de dispositivos auditivos (EIBER, 1999; BÖHNKE et al., 2013), a otimização de parâmetros do modelo (VOLANDRI et al., 2012), o estudo de flexibilidade nas juntas (HUDDE; WEISTENHÖFER, 1997, 2006), ou a implementação de métodos de redução de modelo (IHRLE et al., 2013). No entanto, poucos trabalhos (HUDDE; WEISTENHÖFER, 1997, 2006) analisam ou descrevem os movimentos principais da OM.

De maneira geral, a influência das características dinâmicas da OM nos movimentos principais não é descrita especificamente na literatura. Além disso, não são analisados os efeitos desses movimentos na transmissão do som até a cóclea.

1.2 SENSORES IMPLANTÁVEIS E ACOPLAMENTO NA ORELHA MÉDIA

O mal funcionamento dos diferentes componentes do sistema auditivo podem originar diferentes tipos de perda auditiva. A perda neuro-sensorial, caracterizada por danos na cóclea ou no sistema auditivo central, pode ser reabilitada através do uso de dispositivos auditivos. Convencionalmente, esses dispositivos usam um ou vários microfones para captar o som de interesse que, posteriormente, é processado em termos de sinal elétrico e é transmitido a componentes da orelha de acordo com o tipo do dispositivo auditivo.

Esses dispositivos ainda enfrentam algumas limitações (COUNTER, 2008; CARLSON et al., 2014), a maioria devido à presença de elementos externos, tais como os microfones. Essas limitações estão re-

lacionadas a diversos problemas, como: a questão estética, desconforto, vulnerabilidade do dispositivo, incapacidade de ser utilizados na água, durante atividades físicas ou durante o sono. Com o objetivo de resolver essas limitações tem sido proposto o desenvolvimento de aparelhos auditivos totalmente implantáveis (AATIs) ou implantes cocleares totalmente implantáveis (ICTIs) (COHEN, 2007; CARLSON et al., 2012). No desenvolvimento desses dispositivos, o projeto do sensor implantável é uma das etapas mais importantes.

Diferentes soluções de sensores implantáveis foram propostas nos últimos anos, considerando diferentes mecanismos de transdução e localizações (CALERO et al., 2018). Dentre essas, encontram-se os microfones subcutâneos, nos quais são propostos na literatura para ser usados em AATIs e ICTIs (ZENNER; LEYSIEFFER, 2001; BRIGGS et al., 2008) e, inclusive comercialmente são encontrados no dispositivo *Carina* (PULCHERIO et al., 2014). Outro grupo de soluções inclui os sensores implantados na OM, os quais capturam as vibrações mecânicas da CO, evitando a interferência de ruídos do corpo ou problemas de atenuação produzidos pela pele sobre o microfone, presentes no caso dos microfones subcutâneos (BRUSCHINI et al., 2009). Dentro dos sensores implantados na OM encontram-se os acelerômetros (KANG et al., 2012; JIA et al., 2016) e sensores de força (JAVEL et al., 2003; KOCH et al., 2014), sendo o último usado no AATI *Esteem* (CHEN et al., 2004), atualmente comercializado. O uso da tecnologia MEMS (*microelectromechanical system*) está sendo avaliado como solução preferencial devido à possibilidade de reduzir o tamanho de potenciais sensores e de uso de diferentes mecanismos de transdução, como piezoresistivo (PARK et al., 2007), capacitivo (ZURCHER et al., 2007; HUANG et al., 2007; KO et al., 2009; SACHSE et al., 2013) e piezoeletrico (BEKER et al., 2013; YIP et al., 2015; GESING, 2017). O desempenho desses sensores, quando implantados na OM, tem sido analisado através de diferentes técnicas incluindo modelos de PC (SACHSE et al., 2013), modelos EF (BEKER et al., 2013) ou através de testes com protótipos implantados em animais ou em OTs cadavéricos humanos (PARK et al., 2007; KO et al., 2009; KOCH et al., 2014).

Recentemente, um protótipo de acelerômetro MEMS piezoeletrico foi proposto pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Vibrações e Acústica (LVA), como sensor implantável para dispositivos auditivos (GESING, 2017). O sensor destaca-se entre outros apresentados devido a algumas características de desempenho, como ampla largura de banda, alta sensibilidade, baixo consumo de energia e dimensões que permitem sua implantação.

Na maioria dos estudos sobre sensores implantáveis, a posição de implantação na OM e alternativas de fixação ainda necessitam de uma investigação detalhada. Também é necessário analisar a influência da implantação do sensor sobre a dinâmica da CO para preservar a audição residual.

1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

Devido a capacidade de lidar com geometrias complexas e diferentes condições de contorno e propriedades mecânicas, o método EF é um ferramenta efetiva para a modelagem da OM. A utilização de modelos EF permite obter respostas dinâmicas de maneira precisa. Porém, a análise dos movimentos principais da OM não é simples. Aliás, a inclusão de outros dispositivos na OM aumentaria a complexidade do modelo e, conseqüentemente, seu custo computacional. O desenvolvimento de um modelo MC da OM permitiria analisar aspectos gerais da dinâmica da OM de maneira mais simplificada, reduzindo também seu custo computacional. Esta abordagem também permitiria estudar o acoplamento de sensores implantáveis, analisando o posicionamento em diferentes regiões, assim como diferentes alternativas para sua fixação.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo geral do presente trabalho é desenvolver um modelo multi-corpos da orelha média humana para melhor caracterizar seu comportamento dinâmico e analisar o acoplamento de um sensor implantável para dispositivos auditivos.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Revisar na literatura as abordagens experimentais e modelos numéricos utilizados para a caracterização da dinâmica da orelha média humana;

- Revisar as alternativas de sensores implantáveis para dispositivos auditivos e técnicas de fixação;
- Analisar um modelo numérico de referência desenvolvido através do método de elementos finitos;
- Obter respostas dinâmicas da orelha média através de métodos experimentais realizados em ossos temporais de cadáveres humanos;
- Desenvolver modelos multi-corpos da orelha média a partir do modelo numérico de referência, analisando seus movimentos principais;
- Aplicar o modelo multi-corpos da orelha média para analisar o acoplamento de um sensor implantável, propondo alternativas para o seu posicionamento e fixação.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Primeiramente, no Capítulo 1 são apresentados a justificativa e os objetivos do trabalho. O Capítulo 2 contém o marco teórico do trabalho que inclui uma revisão sobre as abordagens experimentais e modelos numéricos para caracterização da dinâmica da orelha média. Também no Capítulo 2, são revisadas as alternativas de sensores implantáveis para dispositivos auditivos. Em seguida, o modelo de elementos finitos usado como referência é apresentado no Capítulo 3. Também é descrito o procedimento experimental para medição de respostas dinâmicas em ossos temporais de cadáveres humanos. Depois, o desenvolvimento dos modelos multi-corpos da orelha média é detalhado no Capítulo 4. Subseqüentemente, no Capítulo 5, é analisado o acoplamento de um sensor implantável para dispositivos auditivos. Finalmente, as conclusões do trabalho e as sugestões de trabalhos futuros são descritas no Capítulo 6.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão revisados de forma geral os aspectos anatômicos e fisiológicos do sistema auditivo humano, focando a análise no subsistema da orelha média. Também serão revisadas as abordagens experimentais e modelos computacionais apresentados na literatura com o objetivo de caracterizar o comportamento dinâmico da orelha média. Depois de uma revisão geral dos tipos de perda auditiva e tratamentos, serão vistos os sensores implantáveis propostos na literatura e em aparelhos auditivos totalmente implantáveis (AATIs) comercializados atualmente, e como esses dispositivos tem sido estudados quando implantados na orelha média.

2.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA GERAL DO SISTEMA AUDITIVO HUMANO

O sistema auditivo humano é o encarregado de gerar sensação auditiva a partir de um evento sonoro, e pode ser dividido em sistema auditivo periférico e central. O sistema auditivo periférico é o responsável por captar o som externo, caracterizado pela pressão sonora e frequência, e transformá-lo em estímulos elétricos, manifestos em forma de impulsos nervosos. O sistema auditivo central, tem a função de enviar e processar esses impulsos com o fim de gerar sensações auditivas conjuntamente com a parte cognitiva da audição (BENTO et al., 2014).

O sistema auditivo periférico pode ser dividido em três partes: orelha externa, média e interna, como mostrado na Fig. 2.1. Este sistema contém suas principais estruturas anatômicas dentro do osso temporal (OT) no crânio (ZORZETTO, 2012; MØLLER, 2006).

A orelha externa é composta pelo pavilhão auditivo e o canal auditivo externo. O pavilhão auditivo é um componente cartilaginoso recoberto de pele cuja função principal, além de proteger as estruturas internas, é de concentrar a energia acústica na entrada do canal auditivo externo e serve como filtro direcional que tem papel importante na localização das fontes sonoras. Contudo, a função de direcionalidade é complementada pela cabeça e o tronco (MØLLER, 2006).

O canal auditivo externo constitui-se de um duto em forma de "S" de aproximadamente 2,5 cm de comprimento (um terço estrutura cartilaginosa, dois terços estrutura óssea) recoberto de pele, cuja seção

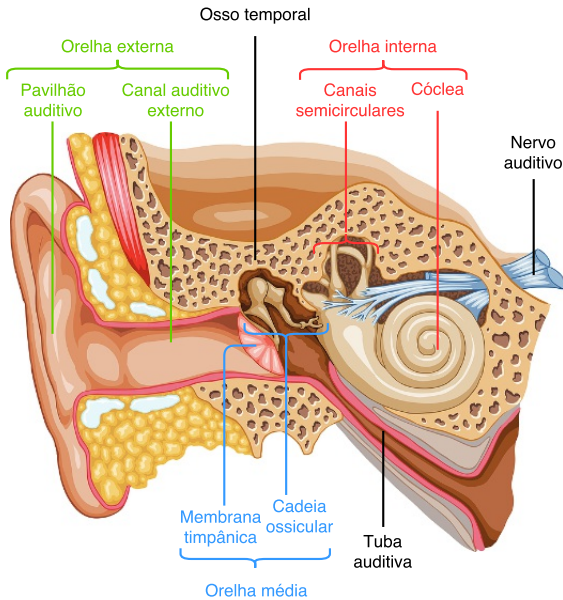


Figura 2.1: Esquema do sistema auditivo humano periférico (Adaptado de <http://www.humananatomychart.us>)

transversal tem formato oval. A função principal do canal auditivo externo é de conduzir o estímulo acústico desde o pavilhão auditivo até a membrana timpânica (MT), atuando como um filtro com sua primeira frequência natural em torno de 3 kHz (MØLLER, 2006; KOEPPEN; STANTON, 2008), o que colabora para a maior sensibilidade do sistema auditivo nessa faixa de frequência.

A orelha média (OM) é composta pela MT, que serve como limite com a orelha externa (Fig. 2.1), a cavidade da OM, que contém a cadeia ossicular, e o componente ósseo da tuba auditiva. Os componentes principais da OM e seu funcionamento serão vistos com mais detalhe na Seção 2.2. De forma geral, a função condutiva da OM¹ consiste em transformar o estímulo sonoro incidente na MT em vibrações mecânicas transmitidas através de três ossículos interconectados: o martelo, a bigorna e o estribo, que formam a cadeia ossicular (CO). O movimento do estribo, no final da CO, é reconvertido na janela oval

¹Conhecido como transmissão via aérea. Cabe mencionar que o som também pode ser conduzido através da vibração dos ossos do crânio diretamente ao fluido intracoclear, conhecida como transmissão via óssea (BENTO et al., 2014)

em pressão sonora dentro da cóclea, mais especificamente no fluido coclear. Dessa maneira a OM reduz as perdas decorrente da diferença de impedância do ar e do fluido intra-coclear (MØLLER, 2006). Através da abertura da tuba auditiva, a pressão dentro da cavidade da OM (com um volume em torno de 2 cm^3) é nivelada com a pressão do ambiente, contribuindo com o funcionamento ótimo da OM.

A orelha interna (Fig. 2.2) é composta pela cóclea e pelos canais semicirculares, esses últimos contribuem com a função do equilíbrio. A cóclea humana é um duto de aproximadamente 3 cm de extensão que forma uma espiral cônica com aproximadamente duas voltas e meia (MØLLER, 2006; BENTO et al., 2014). Internamente está dividida em três canais com dois fluidos diferentes: a escala timpânica e escala vestibular, ambas preenchidas por perilinfa e a escala média preenchida por endolinfa (Fig. 2.2). A membrana de Reissner separa a escala média e a escala vestibular, e a membrana basilar separa a escala média da escala timpânica. A escala vestibular está conectada ao estribo na OM através da janela oval. Na outra extremidade, no ápice, uma abertura chamada helicotrema permite a comunicação entre a escala vestibular e a escala timpânica. Finalmente, a escala timpânica está conectada com a cavidade da OM através da membrana da janela redonda.

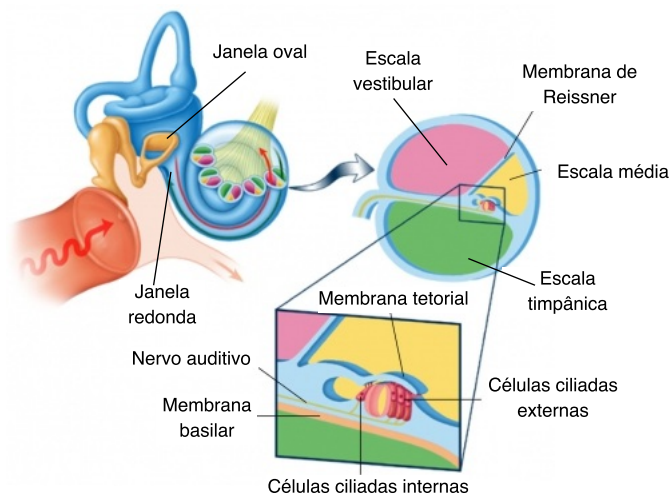


Figura 2.2: Esquema da orelha interna com o detalhe em corte da cóclea (Adaptado de <https://www.brainhq.com/brain-resources/image-gallery/cochlea-chambers>)

A membrana basilar é inicialmente estreita na janela oval e aumenta sua largura até o ápice. Ao longo do comprimento da membrana existem fibras cujas propriedades mecânicas variam. Essa diferença faz com que as fibras vibrem dependendo da frequência da onda sonora. Distribuídas ao longo da membrana, encontram-se as células ciliadas as quais, acionadas pela vibração da membrana, liberam neurotransmissores para o gânglio espiral que é uma parte do nervo auditivo dentro da cóclea (HALL, 2010). O nervo auditivo envia os impulsos elétricos para o cérebro que os processa gerando as sensações auditivas.

2.2 ANATOMIA E FISIOLOGIA GERAL DA ORELHA MÉDIA

Os componentes principais envolvidos na condução do som na OM são a MT e a CO mencionada na Seção 2.1. Os ossículos da CO estão interconectados através de juntas elásticas e sustentados na cavidade da OM através de ligamentos e tendões como mostrado na Fig. 2.3. A cavidade da OM, revestida de mucosa, também abriga ramos do nervo facial e timpânico (ZORZETTO, 2012).

Como indicado anteriormente, a OM capta a energia acústica num meio de impedância acústica baixa (ar) e transmite até um meio de impedância acústica alta (fluido intra-coclear). Esta função é desempenhada por dois mecanismos que são descritos na literatura como um mecanismo hidráulico decorrente da relação das áreas da MT e da janela oval (aproximadamente 17 vezes), e um mecanismo de alavanca que assume a existência de um eixo de rotação no conjunto martelo-bigorna, criando o efeito de alavanca pela diferença de comprimentos entre o martelo e a bigorna (aproximadamente 1.3 vezes) (FERRAZZINI, 2003; VOLANDRI et al., 2012; BENTO et al., 2014). No entanto, devido a variabilidade e a complexidade tanto das propriedades mecânicas como das estruturas anatômicas, o movimento da MT e da CO pode incluir outros movimentos de rotação e translação fora da linha principal de transmissão do movimento (ver Seção 2.3).

2.2.1 Membrana timpânica

A MT é uma membrana oval, fina e de formato cônico, de aproximadamente 10 mm de diâmetro vertical e 8 mm de horizontal cujo ápice, chamado de umbo, está apontado para cavidade da OM

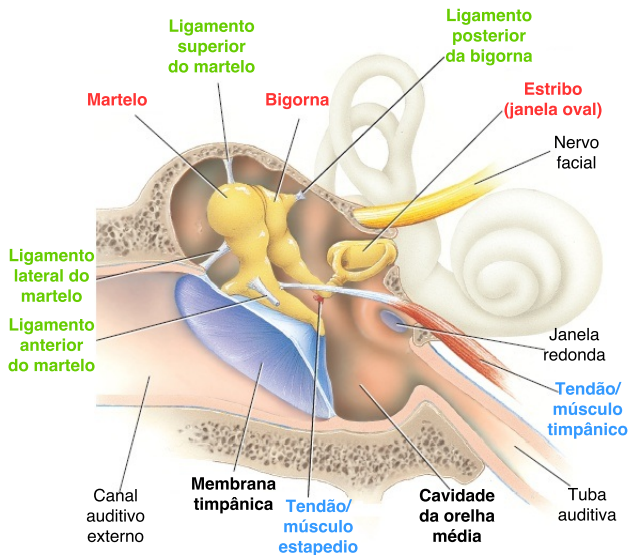


Figura 2.3: Esquema da orelha média (adaptado de <http://highereduc.wiley.com/legacy/college/tortora/>)

(Fig. 2.4). A região de maior área da MT é a *pars tensa* que se encontra unida ao annulus timpânico, o qual está ancorado na parte óssea do canal auditivo externo (BENTO et al., 2014; FERRAZZINI, 2003). A *pars tensa* é composta por fibras radiais e circulares sobrepostas (MØLLER, 2006), e recobertas por pele de lado lateral (canal auditivo externo) e mucosa pela parte medial (cavidade da OM). O ordenamento dessas fibras de colágeno em diferentes direções faz da MT uma estrutura não-homogênea e ortotrópica (ZHANG, 2013), além de leve e tensa, permitindo a transformação da energia acústica em movimento do martelo. A *pars flaccida* é a área pequena localizada na região superior da MT e composta por tecido conjuntivo solto e fibras elásticas, o que contribui à sua natureza flácida (FERRAZZINI, 2003).

2.2.2 Ossículos

O maior dos três ossículos é o martelo (*malleus* em inglês), que mede aproximadamente 8-9 mm de comprimento (VOLANDRI et al., 2012; BENTO et al., 2014) (Fig. 2.5 a), e pode ser dividido em cabeça (MH

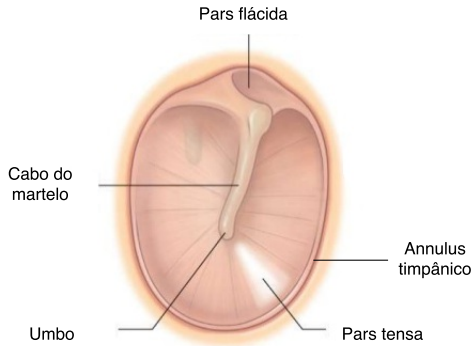


Figura 2.4: Esquema da estrutura da membrana timpânica (Adaptado de <http://www.d.umn.edu/>)

- *Malleus head*), colo (MN - *Malleus neck*) , ramo anterior, ramo lateral e cabo (MHA - *Malleus handle*). O cabo do martelo está engastado entre as fibras da MT, as quais formam o manubrium, e sua extremidade inferior termina no umbo, enquanto a cabeça do martelo termina na região posterior numa superfície articular em forma de sela que o une à bigorna. A bigorna (*incus* em inglês), , que mede aproximadamente 5-6 mm de comprimento maior (VOLANDRI et al., 2012) é dividida no corpo (IB - *Incus body*), que também apresenta a superfície articular em forma de sela (Fig. 2.5 b), e que se estende na parte posterior no ramo curto (ISP - *Incus short process*), e na parte inferior no ramo longo (ILP - *Incus long process*), acabando no processo lenticular. O estribo (*stapes* em inglês) é o menor dos ossículos, medindo aproximadamente 3 mm de altura (ZORZETTO, 2012), e é composto pela cabeça (SH - *Stapes head*) (Fig. 2.5 c), que se ramifica em duas cruras (anterior e posterior), as quais se inserem na platina que apresenta um formato oval (FERRAZZINI, 2003; BENTO et al., 2014). A cadeia ossicular, assim como os elementos que a sustentam, são cobertos por uma película muco-perióssea, e sua estrutura óssea é majoritariamente composta por osso primário compacto (LOBATO, 2018).

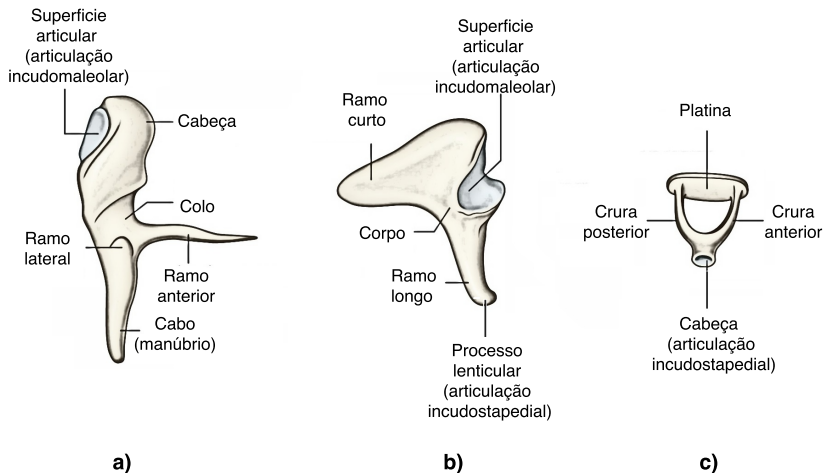


Figura 2.5: Esquema dos ossículos da orelha média: **a)** vista lateral do martelo; **b)** vista medial da bigorna; **c)** vista superior do estribo (Adaptado de <https://www.earthslab.com/anatomy/middle-ear/>)

2.2.3 Juntas

As juntas da CO, também chamadas de articulações, unem os ossículos da OM. A parte posterior da cabeça do martelo é unida com o corpo da bigorna pela articulação ou junta incudomaleolar (IMJ - *incudomalleolar joint*). A IMJ é comumente classificada como uma junta sinovial em forma de sela com lados reciprocamente côncavo-convexo (FERRAZZINI, 2003; GULYA, 2007; SIM; PURIA, 2008; VOLANDRI et al., 2012).

A parte convexa do processo lenticular no ramo longo da bigorna encaixa na concavidade da cabeça do estribo formando a articulação ou junta incudostapedial (ISJ - *incudostapedial joint*) a qual, é caracterizada como uma junta sinovial² tipo rótula (VOLANDRI et al., 2012). No entanto, a variabilidade da forma do processo lenticular (FERRAZZINI, 2003) e das estruturas dentro da junta indicam a possibilidade de deslizamento além da rotação (KARMODY et al., 2009). A junta vestibulo-estapedial (SVJ - *stapedio-vestibular joint*) une a platina do estribo com a janela oval através do ligamento anular do es-

²Preenchido por líquido sinovial, cuja função é lubrificar as articulações e juntas (ZORZETTO, 2012).

tribo (SAL - *stapedial annular ligament*) formado por fibras elásticas (ZORZETTO, 2012; BENTO et al., 2014).

2.2.4 Ligamentos e tendões

Vários ligamentos e tendões³ sustentam a CO e de certa forma também restringem seu movimento (VOLANDRI et al., 2012). O martelo é sustentado na cavidade da OM por quatro ligamentos: o ligamento superior do martelo (SML - *superior malleolar ligament*) que conecta a cabeça do martelo com a parede superior da cavidade, o ligamento anterior do martelo (AML - *anterior malleolar ligament*) que conecta o colo e o ramo anterior do martelo com a parede anterior da cavidade, o ligamento lateral do martelo (LML - *lateral malleolar ligament*) que conecta o ramo lateral com o limite superior da MT como mostrado na Fig. 2.3. O ligamento posterior do martelo não é comumente reportado, devido a que não é visível através das técnicas cirúrgicas convencionais (FERRAZZINI, 2003), ou inclusive em certos casos aparece fusionado com o SML (ver Seção 3).

O ramo curto da bigorna está fixado à parede posterior da cavidade da OM pelo ligamento posterior da bigorna (PIL - *posterior incudal ligament*). A literatura reporta a existência de ligamentos superior e lateral (ZORZETTO, 2012; KOEPPEN; STANTON, 2008; FERRAZZINI, 2003), no entanto, como no caso do ligamento posterior do martelo eles aparece fusionado com o SML (ver Seção 3). A OM também inclui os ligamentos anular timpânico⁴ e o SAL como revisado anteriormente.

Na OM existem dois tendões: o tensor do tímpano (TT - *tensor tympani*) e o tendão estapédio (ST - *stapedial tendon*). O TT tem aproximadamente 3 mm de comprimento, tem origem na cartilagem da tuba auditiva e está conectado no cabo do martelo. O ST está fixado no cabeça do estribo e tem seu origem na eminência piramidal na parede posterior da cavidade da OM (Fig. 2.3). Além de fixar a CO juntamente com os ligamentos, é assumido que os tendões contribuem para circulação de fluidos sinoviais nas articulações (HÜTTENBRINK, 2001), como também cumprem uma função de caráter ativo comumente conhecida como reflexo acústico (MØLLER, 2006; GULYA, 2007). Através

³Alguns autores também os caracterizam como músculos (MØLLER, 2006; GULYA, 2007; ZORZETTO, 2012; BENTO et al., 2014), no entanto a função dos tendões é conectar os músculos aos ossos

⁴na maioria de vezes o annulus timpânico é considerado parte da MT e pode não ser considerado um ligamento, devido a que não conecta duas estruturas ósseas

deste reflexo, o TT e o ST contraem-se com o intuito de proteger a orelha interna ante sons com níveis de pressão sonora (NPS) elevados que podem causar algum tipo de perda auditiva.

2.3 CARACTERIZAÇÃO DA DINÂMICA DA ORELHA MÉDIA

Mesmo que exista uma ampla descrição das estruturas anatômicas da OM e sua fisiologia geral, a dinâmica da OM ainda é alvo de estudos. Várias abordagens experimentais e modelos computacionais tem sido apresentados com diversos objetivos: tanto para observar a influência dos movimentos da OM na transmissão do som, como o estudo de patologias e a colocação de próteses e dispositivos implantáveis.

2.3.1 Abordagens experimentais

Com o objetivo de caracterizar experimentalmente a dinâmica da OM, é necessário medir o movimento dos ossículos, relacionando suas respostas dinâmicas (deslocamento, velocidade e aceleração) com a pressão sonora que estimula o movimento. A maioria dos trabalhos caracterizam a dinâmica da OM através da medição das respostas dos componentes nos limites de entrada e saída da OM (MT e platina do estribo), e menos frequente, outros movimentos da CO. Outros experimentos tem sido realizados com a finalidade de caracterização geométrica e mecânica, dados de entrada na modelagem da OM como propriedades de materiais (ZHAO et al., 2009; LOBATO et al., 2017; VOLANDRI et al., 2012), morfologia (FERRAZZINI, 2003; GREEF et al., 2014, 2015), e dimensões dos componentes da OM (CHENG, 2007; CHENG; GAN, 2007, 2008a, 2008b).

2.3.1.1 Velocidade do estribo e impedância da cóclea

A resposta dinâmica da OM é muitas vezes caracterizada pela velocidade da platina do estribo (Fig. 2.5c) (VOSS et al., 2000; AIBARA et al., 2001; ROSOWSKI et al., 2007). Nesses caso, é assumido que o estribo se movimenta como um corpo rígido cuja direção de movimento principal é perpendicular à platina (conhecido também como “movimento de pistão”), mesmo que existam também movimentos rotacionais do

estribo (VOSS et al., 2000; SIM et al., 2010; HÜTTENBRINK, 2001).

Assim, a velocidade normal da platina do estribo V_{pl} é relacionada com a pressão sonora de entrada na membrana timpânica P_{mt} através da função da resposta em frequência (FRF)⁵ definida como:

$$H_{V_{pl}/P_{mt}}(f) = \frac{V_{pl}(f)}{P_{mt}(f)}, \quad (2.1)$$

onde f é a frequência de excitação sonora do sistema em Hz. Vários estudos reportam resultados de medição da $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ (VOSS et al., 2000; AIBARA et al., 2001; HATO et al., 2003; GAN et al., 2004; RAVICZ et al., 2004), com diferentes montagens e diferenças nas metodologias de medição como revisado em Chien et al. (2006), devido à não existência de um protocolo de medição definido. Cabe mencionar também que existe uma alta variabilidade nas respostas obtidas em diferentes estudos e para cada indivíduo ou amostra (aproximadamente 10 dB em 1 kHz) mas a característica comum é um aumento de 20 dB por década até aproximadamente 1 kHz (VOSS et al., 2000; AIBARA et al., 2001; ROSOWSKI et al., 2007). Contudo, os resultados reportados no estudo de Aibara et al. (2001) tem sido amplamente usados como referência para validar resultados de modelos numéricos e comparar respostas obtidas de outros experimentos, e serão analisados na Seção 3. O esquema da montagem experimental desenvolvida por Aibara et al. (2001) é mostrado na Fig. 2.6.

No trabalho mencionado (AIBARA et al., 2001), 11 ossos temporais (OTs) foram extraídos de cadáveres humanos 48 horas após a morte, e os experimentos foram realizados 6 dias depois. Como a maioria dos experimentos reportados, os OTs foram conservados em solução salina com anti-bacterial (chamados de amostras "frescas"), porém existem trabalhos nos quais o osso foi congelado depois da extração e descongelado horas antes de realizar os experimentos (GAN et al., 2004; CHIEN et al., 2006). Uma diferença não significativa entre os resultados obtidos com os dois procedimentos foi apresentada por Ravicz et al., 2004 (RAVICZ et al., 2000). Não foram encontrados estudos que apresentem diferenças no comportamento dinâmico de OTs frescos e conservados com formol., mas sabe-se que em geral a conservação em formol leva a alterações geométricas e mecânicas de estruturas biológicas.

⁵O termo *função de transferência* da OM é frequentemente usado na literatura sobre experimentos na OM para relacionar as entradas e saídas do sistema (PURIA et al., 2013), no entanto, como se trata de uma função da frequência e não de s (domínio de Laplace), é mais apropriado usar o termo *função de resposta em frequência* (FRF) (ver apêndice B).

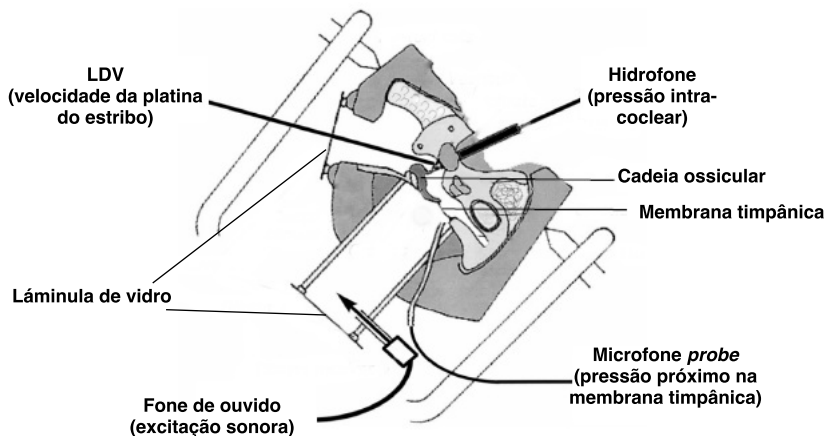


Figura 2.6: Esquema da montagem experimental para medição da velocidade do estribo e pressão sonora próxima a MT com as partes e suas funções (adaptado de Aibara et al. (2001)).

Com o propósito de ter acesso à cadeia ossicular, o procedimento cirúrgico realizado no trabalho de Aibara et al. (2001) inclui uma mastoidectomia e uma timpanotomia posterior. Depois, uma porção do nervo facial é removida para ter visibilidade da platina do estribo. Não foram reportadas diferenças significativas na resposta dinâmicas quando foram realizadas remoções de partes externas a OM nos OTs ou mudanças nos procedimentos cirúrgicos (CHIEN et al., 2006).

Adicionalmente em Aibara et al. (2001), o canal auditivo externo foi rebaixado até uma distância de 2mm do annulus timpânico, com o objetivo de colocar um canal auditivo artificial que consiste num tubo de plástico coberto de uma lamínula de vidro. Outra lamínula é colocada para selar a cavidade da OM. Um fone de ouvido foi colocado na parte lateral superior do tubo plástico como fonte sonora, e a pressão de entrada foi medida com um microfone *probe* colocado próximo à MT (1-2 mm de distância). No estudo de Voss et al. (2000), o canal auditivo externo não foi removido, e o selamento da cavidade da OM foi analisado, reportando um aumento na resposta de 3-4 dB até 1 kHz com a cavidade aberta.

O instrumento mais comumente usado para medir a velocidade da platina do estribo, e outras partes da OM, é o vibrômetro laser ou LDV (*Laser Doppler Vibrometer*). Este é um sistema de medição interferométrica que não precisa do contato com o objeto de medição, o

qual pode ser usado para medição em OTs de cadáveres (medição *in vitro*) ou inclusive sujeitos vivos (HUBER et al., 2001) (medição *in vivo*). Em geral, tenta-se alinhar o feixe de laser do LDV com a direção do movimento de pistão do estribo, tendo como limitante as estruturas anatômicas do OTs. No entanto, o ângulo entre o feixe do laser e a direção do movimento do pistão pode variar entre 30° e 70° mudando a resposta em até 7 dB (CHIEN et al., 2006), o qual pode ser também uma causa da variabilidade das respostas obtidas entre diferentes amostras.

Para obter uma reflexão apropriada do laser, no estudo de Aibara et al. (2001) foram usadas fitas refletivas de 0.5 x 0.5 mm² colocada no centro da platina do estribo. Foi mencionado também que a massa da fita com esse tamanho não afeta a resposta significativamente. Outros estudos utilizaram como material refletivo óxido de zinco ou titânio diluído em solução salina (CHENG et al., 2010; ZHANG et al., 2014; CHENG et al., 2011; ROSOWSKI et al., 2011), ou micro-esferas refletivas de vidro (HATO et al., 2003; FERRAZZINI, 2003; HOMMA et al., 2009).

Apesar de ser parte da orelha interna, a impedância da cóclea é um parâmetro de entrada importante na modelagem da OM. No trabalho de Aibara et al. (2001), a pressão intra-coclear P_{coc} foi medida inserindo um hidrofone no vestíbulo coclear, de forma simultânea com a medição da V_{pl} . A impedância da cóclea é definida como:

$$Z_{coc}(f) = \frac{P_{coc}(f)}{V_{pl}(f)A_{pl}}, \quad (2.2)$$

sendo A_{pl} é a área da platina do estribo (aproximadamente 3 mm²). No estudo de Nakajima et al. (2009) a pressão intra-coclear foi medida em 6 OTs de cadáveres humanos, através de um sensor de fibra ótica em micro-escala, o qual foi desenvolvido para analisar patologias da orelha interna. Os resultados do estudo de Nakajima et al. (2009) serão usados como parâmetros de modelagem na Seção 3.

2.3.1.2 Vibração da membrana timpânica

Seguindo uma metodologia similar à medição da velocidade da platina do estribo, a resposta de vibração do umbo (Fig. 2.4) tem sido medida para representar de forma geral o movimento da MT. Neste caso, também é assumido que a MT se movimenta na direção de mo-

vimento do pistão, perpendicular ao plano que está delimitado pelo annulus timpânico. Dessa maneira, a velocidade do umbo V_{um} é relacionada com a pressão na MT P_{mt} através da FRF da velocidade do umbo vs. pressão na MT:

$$H_{V_{um}/P_{mt}}(f) = \frac{V_{um}(f)}{P_{mt}(f)}. \quad (2.3)$$

Vários trabalhos apresentam a $H_{V_{um}/P_{mt}}$ ⁶ como uma saída do sistema da OM (NISHIHARA et al., 1993; GOODE et al., 1994). Em geral, a magnitude da resposta do umbo é de 2 a 10 vezes maior à magnitude da resposta do estribo (VOLANDRI et al., 2012), com uma diferença de fase que pode estar relacionada com o movimento rotacional dos ossículos (PURIA et al., 2013).

A medição da resposta da MT com o LDV em OTs cadavéricos pode ser realizada com uma menor complexidade cirúrgica que a realizada para a medição da velocidade do estribo, visto que pode ser medida diretamente através do canal auditivo artificial (superfície lateral) (VOSS et al., 2000; HOMMA et al., 2009), como mostrado na Fig. 2.7. Inclusive, devido à sua acessibilidade pelo canal auditivo externo, a resposta do umbo tem sido medida em sujeitos vivos usando um espéculo (AHN et al., 2013).

Apesar da suposição do movimento do umbo numa única direção, tem sido observado que o movimento em outras direções não pode ser desconsiderado da mesma maneira que com o movimento do estribo. Além disso, a característica elástica da MT causa padrões de deslocamento complexos, principalmente em frequências acima de 2 kHz (ROSOWSKI et al., 2011; VOLANDRI et al., 2012; PURIA et al., 2013).

Com o intuito de caracterizar o movimento complexo da MT, a técnica de holografia estroboscópica foi utilizada por Cheng et al. (2010, 2011, 2013), pois essa permite captar o movimento de um número maior de pontos sobre a superfície da MT. Em um trabalho mais recente (CHENG et al., 2013), foi medido o deslocamento da superfície lateral da MT em 7 OTs de cadáveres para frequências de 1, 4, 10 e 18 kHz como será analisado na Seção 3. Com ajuda da técnica de holografia estroboscópica foi possível observar que em frequências acima de 8 kHz a MT apresenta padrões ordenados de movimento circular e radial em forma de ondas se propagando, cuja função na condução do som não é definida (CHENG et al., 2010). No entanto, no estudo de O'Connor e Puria (2008), foi indicado que as ondas que se

⁶É comum encontrar dados do deslocamento do umbo sendo que $U_{um}(f) = V_{um}(f)/j2\pi f$ (ver apêndice B).

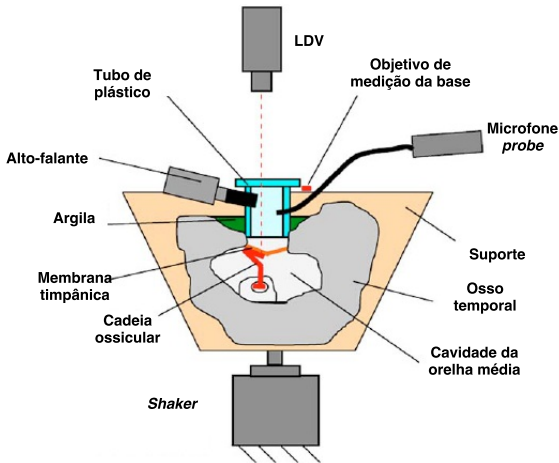


Figura 2.7: Esquema da montagem experimental para medição da velocidade do umbo (adaptado de Homma et al. (2009)).

propagam desde o annulus timpânico até o umbo contribuem com um atraso na propagação do movimento, produzido pela reflexão das ondas sonoras na superfície da MT. Este comportamento foi depois considerado na modelagem da MT no modelo de circuito equivalente que será mencionado posteriormente na Seção 2.3.2.

Para minimizar a influência da CO nos experimentos desenvolvidos por Greef et al. (2014), a IMJ foi desarticulada em 2 OTs, deixando unicamente a MT, o martelo e o AML. Além do padrão de deslocamento medido com holografia estroboscópica em 1, 7 e 16 kHz (Fig. 2.8), foi medida a $H_{V_{um}/P_{mt}}$.

2.3.1.3 Outras estruturas da cadeia ossicular

Da mesma maneira que na medição das respostas no estribo e da MT, o LDV é instrumento principal utilizado para medir o movimento de outras partes da CO (Fig. 2.3), usando instrumentos que permitem medir um maior quantidade de pontos, porém com um menor número de experimentos reportados em OTs cadavéricos humanos. Outros trabalhos (DECRAEMER; KHANNA, 2004; PURIA; STEELE,

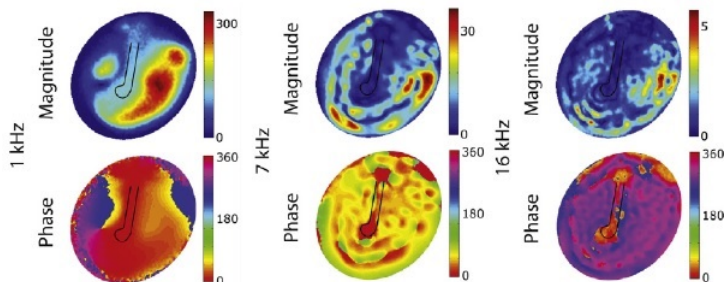


Figura 2.8: Magnitude e fase do deslocamento da membrana timpânica medido experimentalmente (adaptado de Greef et al. (2014)).

2010; EIBER et al., 2012) também usaram OTs de animais⁷. Estudos em indivíduos vivos também foram reportados (SEIDMAN et al., 2013; PEACOCK et al., 2013; STIEGER et al., 2006, 2007), apresentando respostas dinâmicas de OMs em termos da velocidade da cabeça do martelo ou corpo da bigorna com a finalidade de comparar as condições antes e depois de procedimentos cirúrgicos.

Como visto nas seções anteriores, a suposição geral é que tanto a MT como o estribo se movimentam como um pistão, e que o martelo em conjunto com a bigorna rotacionam em torno a um eixo localizado entre o AML e o PIL (direção anterior-posterior). Não obstante, o movimento complexo da MT presente principalmente em altas frequências, gera movimentos rotacionais do martelo diferentes do plano normal a superfície da MT. Além disso, apesar de que foi observada a rotação do conjunto martelo-bigorna, o eixo de rotação pode variar dependendo da frequência, além de que geralmente não coincide com um eixo visível anatomicamente (DECRAEMER; KHANNA, 1994, 1995; HÜTTENBRINK, 2001).

Com relação ao movimento do estribo, é indicado que tanto as uniformidades da MT como da janela oval contribuem para o surgimento de movimentos rotacionais do estribo em torno dos dois eixos presentes no plano da platina do estribo (HATO et al., 2003; DECRAEMER; KHANNA, 2004). A rotação em torno do eixo perpendicular à platina não tem sido observada experimentalmente. O estudo de Hüttenbrink (2001) indica que parte do movimento de rotação é feita pela contração

⁷A CO dos mamíferos possui uma anatomia similar com três ossículos produto do processo de evolução (PURIA; STEELE, 2010; PURIA et al., 2013; NAKAJIMA et al., 2005)

do ST para corrigir a posição da platina do estribo ante irregularidades do SAL. Além dessa compensação, também é proposto que exista influência do movimento rotacional na transmissão de vibração até o fluido intra-coclear, adicionando uma mudança de fase na transmissão do som (EIBER et al., 2012; EDOM et al., 2013). O trabalho de Hato et al. (2003) sugere que a impedância do fluido coclear causa o movimento rotacional, sendo que está presente junto com o movimento de pistão em frequências entre 1 e 6 kHz. Por outro lado, outros trabalhos reportam o movimento rotacional da platina em frequências superiores a 3 kHz (DECRAEMER; KHANNA, 2004; SIM et al., 2010), inclusive comparável em magnitude ao movimento translacional. No entanto, existe uma alta variabilidade no movimento rotacional medido entre indivíduos, além do que é necessário ter uma grande área visível da platina para reportar medições mais precisas. Apesar de todos os estudos apresentados, a importância dos movimentos para a transmissão sonora e, conseqüentemente, para a audição não é analisada detalhadamente.

Uma dos pontos-chave na caracterização da dinâmica da OM é a mobilidade e flexibilidade nas juntas IMJ e ISJ. Tradicionalmente, tem sido assumido que a IMJ seja fixa e que se torna flexível unicamente com mudanças de pressão na cavidade da OM como medida de proteção da CO (HÜTTENBRINK, 2001; GERIG et al., 2015). Já a ISJ é o ponto mais flexível da cadeia por adaptar movimentos translacionais e rotacionais do conjunto martelo-bigorna ao movimento de pistão do estribo (HÜTTENBRINK, 2001; NAKAJIMA et al., 2005).

O trabalho de Willi et al. (2002) mostrou evidências de movimento relativo entre o martelo e a bigorna medindo a velocidade de vários pontos na cabeça do martelo e no corpo da bigorna. Desse modo, a IMJ foi considerada uma junta de 3 graus de liberdade (GLs) (ver apêndice C): o movimento translacional na direção lateral-medial (movimento de pistão) e duas rotações em torno aos eixos do plano perpendicular ao movimento translacional, de forma similar ao movimento do estribo. Não obstante, outros trabalhos (PURIA; STEELE, 2010; GERIG et al., 2015) sugerem que a forma côncavo-convexa da IMJ permite rotações nos três eixos da junta, como forma adaptativa aos movimentos transmitidos desde a MT principalmente em frequências acima de 1 kHz. O estudo de Decraemer e Khanna (2004), através de uma análise da energia cinética dos ossículos, aponta a que existem movimentos translacionais (deslizamento) e rotacionais na IMJ inclusive em frequências abaixo de 1 kHz, sendo que a rotação está presente em maior grau na bigorna. Alguns autores mencionam que o

deslizamento na IMJ aparece com a idade (HÜTTENBRINK, 2001; GERIG et al., 2015), devido à observação de movimento translacional em OTs de indivíduos maiores de 80 anos, e que esse deslizamento diminui a transmissão do som.

As variações anatômicas na ISJ (FERRAZZINI, 2003) fazem com que sua fisiologia ainda não seja clara (ALIAN et al., 2013), e que a análise dos movimentos relativos entre a bigorna e o estribo seja mais complexa. A maioria dos estudos sustenta que a ISJ permite tanto translação como rotação, sendo uma guia para o movimento do pistão do estribo (KARMODY et al., 2009). Alguns autores definem a ISJ como uma junta similar a um disco, cuja face circular é paralela à platina do estribo. Dessa maneira, a ISJ permite tanto o deslizamento na direção anterior-posterior (perpendicular à direção de movimento do pistão), como uma inclinação do eixo longitudinal do estribo. Este movimento aparece principalmente quando o ST se contrai ante NPS altos como medida de proteção da cóclea (HÜTTENBRINK, 2001; KARMODY et al., 2009).

Outra forma apresentada para investigar a flexibilidade das juntas é através da análise das FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ e $H_{V_{um}/P_{mt}}$, restringindo o movimento dos ossículos fixando-os à cavidade da OM (NAKAJIMA et al., 2005), ou aumentando a rigidez das juntas através da colocação de cimentos (OFFERGELD et al., 2007; ALIAN et al., 2013; GERIG et al., 2015). Dessa maneira foi observado que o aumento da rigidez da IMJ, ou a restrição do movimento do martelo ou a bigorna próximo à região da junta, aumenta a magnitude da $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ entre 2 e 5 dB em frequências acima de 1 kHz. No entanto, o aumento da rigidez na ISJ diminui a resposta do estribo em frequências abaixo de 1 kHz, enquanto a magnitude da $H_{V_{um}/P_{mt}}$ não é alterada consideravelmente (NAKAJIMA et al., 2005; OFFERGELD et al., 2007; ALIAN et al., 2013). Uma redução menor é observada quando é restringido o movimento nas duas juntas IMJ e ISJ (GERIG et al., 2015).

Além da função de sustentação, a presença de ligamentos e juntas também afeta o movimento da CO (Fig. 2.3). De forma geral, as propriedades mecânicas destes componentes, principalmente a rigidez, afetam a magnitude da $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ até 1 kHz (GAN et al., 2006). Especificamente, o aumento na rigidez nos tendões TT e ST está relacionado com a otite e pode reduzir a transmissão do som em frequências até 2 kHz (GAN et al., 2006). Outrossim, o aumento da rigidez no AML e SML estão relacionados com a osteosclerose e reduzem a resposta até 1 KHz e afetam o padrão de deslocamento da MT (GAN et al., 2006; DAI et al., 2007). Também foi observado que a remoção dos ligamentos

do martelo, AML e SML, como o da bigorna PIL, não tem um efeito considerável na respostado estribo (RAVICZ et al., 2004; NAKAJIMA et al., 2005; DAI et al., 2007).

2.3.2 Modelos computacionais

A complexidade envolvida na medição de OTs de cadáveres humanos tem motivado o desenvolvimento de modelos computacionais da OM. Esses modelos tem a vantagem de simular o funcionamento da OM reduzindo algumas das incertezas da montagem experimental (medição de pressão e velocidade). Não obstante, para obter resultados confiáveis, é necessário definir cuidadosamente os parâmetros do modelo (GLs, geometria, propriedades mecânicas, condições de contorno). Além disso, a modelagem da OM comumente desconsidera aspectos fisiológicos (por exemplo contração dos músculos, cicatrização) e bioquímicos (por exemplo presença de gases) que podem afetar sua caracterização mecânica (PURIA et al., 2013).

De modo geral, os modelos computacionais representam os componentes da OM como parte de um sistema dinâmico discreto, descrito pelas equações de movimento, que na forma matricial é dado por:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} = \mathbf{F}, \quad (2.4)$$

sendo \mathbf{q} é o vetor de n graus de liberdade do sistema (composto por deslocamentos e/ou rotações), \mathbf{M} é a matriz $n \times n$ de inércia do sistema (composto por massas ou inércias rotacionais), \mathbf{K} e \mathbf{C} são as matrizes $n \times n$ de rigidez e amortecimento respectivamente, e \mathbf{F} é o vetor $n \times 1$ de forças externas aplicadas sobre o sistema. A forma como as matrizes do sistema são definidas distingue os diferentes métodos de modelagem da OM.

Na literatura, a variedade de propostas de modelo da OM é bastante ampla assim como as formas de classificá-los. Algumas revisões (FERRAZZINI, 2003; VOLANDRI et al., 2011, 2012; PURIA et al., 2013) dividem as abordagens computacionais de acordo ao componente analisado (MT ou CO), que inclusive podem incluir elementos como o canal auditivo externo (CAI et al., 2010; GAN et al., 2010; CHEN et al., 2013) ou a cóclea (YAO et al., 2013). Nesta seção são revisados vários modelos da OM de acordo com sua complexidade: os mais simples, como modelos de parâmetros concentrados (PC), modelos complexos

de elementos finitos (EF) e modelos multi-corpos (MC)⁸, os quais podem também combinar as duas abordagens.

2.3.2.1 Modelos de parâmetros concentrados

Apesar de existirem modelos de PC que descrevem o movimento da OM em várias direções, nesta seção são descritos os modelos que assumem que os componentes principais da OM (MT e CO) se movimentam unicamente na direção do movimento de pistão do estribo. Devido simplicidade, os modelos de PC encontram-se entre os primeiros trabalhos de modelagem da OM (ONCHI, 1949; ZWISLOCKI, 1957; MØLLER, 1961), permitindo descrever aspectos gerais da transmissão do som.

Entre os mais recentes, o trabalho de Feng e Gan (2004) apresentou um modelo de PC (Fig. 2.9) que representa o canal auditivo externo, a MT, os ossículos e a cóclea como massas interconectadas com molas e amortecedores que representam as juntas, ligamentos e tendões. Os parâmetros são definidos primeiramente com valores descritos na literatura e depois definidos através de um processo de ajuste da FRF de velocidade do estribo vs. pressão na MT $H_{V_{pl}/P_{mt}}$, obtida experimentalmente em OTs de cadáveres humanos.

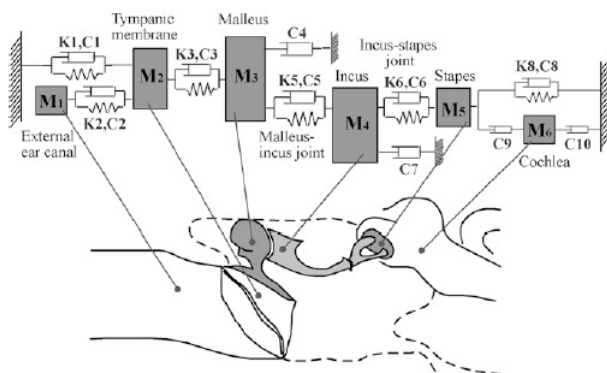


Figura 2.9: Modelo de parâmetros concentrados da orelha média (adaptado de Feng e Gan (2004))

Um modelo similar foi desenvolvido por Ravicz et al. (2004)

⁸Também conhecidos como modelos PC em 3-D

para estudar a flexibilidade das juntas IMJ e ISJ. O modelo conseguiu reproduzir os resultados experimentais até 1 kHz, já que em frequências maiores, necessitam ser consideradas as inércias rotacionais.

A maioria de modelos de PC da OM usam a modelagem de circuito elétrico equivalente, representando os elementos mecânicos (ou acústicos) com seus análogos elétricos. Na analogia baseada na impedância (também chamada de analogia eletro-mecânica direta), a velocidade é equivalente à corrente elétrica, e assim a inércia é representada como indutores, a compliância (inverso da rigidez) como capacitores e o amortecimento como resistores.

Com base no modelo de Feng e Gan (2004), o trabalho de O'Connor e Puria (2008) descreveu um modelo de circuito equivalente (Fig. 2.10), no qual os ossículos e a cóclea são modelados como PC exceto a MT, que é representada como um bloco cuja impedância varia com a frequência devido à reflexão das ondas sonoras. Os parâmetros do modelo são definidos ajustando as curvas das FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ e $H_{V_{um}/P_{mt}}$. Foi obtida uma boa aproximação com o funcionamento de uma OM de sujeitos vivos até 12 kHz em função das FRFs medidas.

Apesar de representar aspectos gerais do funcionamento da OM, os modelos de PC não permitem analisar movimentos em 3-D. Além disso, os parâmetros obtidos através do ajuste com curvas experimentais não sempre representam características físicas da OM, por exemplo as massas dos ossículos obtidas mediante o processo de ajuste no modelo de circuito equivalente de O'Connor e Puria (2008) são de 3 a 5 vezes menores que as massas reais, isto para fazer coincidir as FRF do modelo com as curvas experimentais em frequências acima de 1 kHz. Isto limita o uso dos modelos de PC para prever alterações na OM ou o estudo do acoplamento de próteses e/ou sensores.

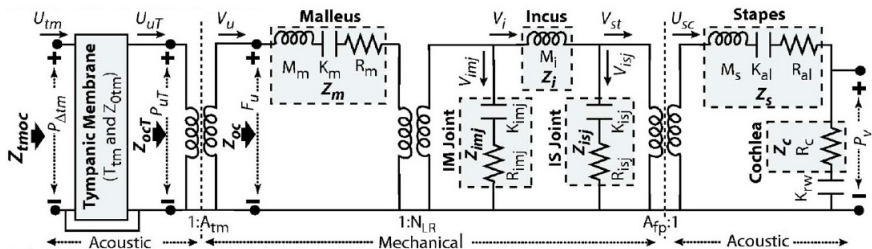


Figura 2.10: Modelo de circuito equivalente da orelha média (adaptado de O'Connor e Puria (2008))

2.3.2.2 Modelos de elementos finitos

Nos últimos anos, o método de elementos finitos (EF) tem sido a ferramenta mais utilizada na modelagem da OM pela capacidade de análise das geometrias complexas presentes e inclusive por permitir a definição de propriedades distintas em diferentes regiões ou domínios (KOIKE et al., 2002; GAN et al., 2002; ZHAO et al., 2009).

No método EF a estrutura é dividida em um número discreto de elementos formando uma malha. De forma similar ao procedimento descrito na Seção C.1.3 para um sólido deformável, é definida a energia cinética T , a energia potencial elástica U (relacionado com o trabalho das forças elásticas internas do sistema) num volume V do sólido e o trabalho virtual das forças externas δW_e numa superfície S . As funções de energia são definidas em função do deslocamento dos nós \mathbf{u} (PETYT, 2010). A partir da definição de funções de forma é possível obter as matrizes elementares de massa \mathbf{m}^e e rigidez \mathbf{k}^e e o vetor de forças externas \mathbf{f}^e a partir das relações:

$$T = \frac{1}{2} \int_V \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} dV = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{u}}^T \mathbf{m}^e \dot{\mathbf{u}}, \quad (2.5)$$

$$U = \int_V [\sigma]^T [\epsilon] dV = \int_V [\epsilon]^T \mathbf{D} [\epsilon] dV = \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{k}^e \mathbf{u}, \quad (2.6)$$

$$\delta W_e = \int_S \mathbf{f}^e \delta \mathbf{u} dS, \quad (2.7)$$

sendo ρ a densidade do material, $[\sigma]$ e a matriz de tensões, $[\epsilon]$ é o vetor de deformações, \mathbf{D} é a matriz de coeficientes elásticos cujos termos dependem modelo de material (isotrópico, ortotrópico, etc.). O vetor de deformações $[\epsilon]$ pode ser escrito em função dos deslocamentos aplicando um operador diferencial. O amortecimento do material depende das definições apresentadas no Apêndice B, onde se define com um fator de perda η para amortecimento estrutural ou constantes de amortecimento proporcional à massa α_p ou à rigidez β_p .

As matrizes do sistema da Eq. 2.4 são montadas usando as matrizes elementares relacionando os GL do elemento \mathbf{u} com os GL globais \mathbf{q} . Da mesma maneira, as condições de contorno são definidas através de coordenadas prescrita. Também podem ser definidas as forças externas ao sistema, e.g uma pressão p aplicada numa superfície, $\sigma \mathbf{n} = p$, onde \mathbf{n} é o vetor normal à superfície (KALTENBACHER, 2007).

O primeiro passo para a modelagem EF da OM é obter as geometrias dos seus componentes em 3-D, o qual tem sido feito com diferentes métodos na literatura. Alguns autores usaram dados de análises anatômicas publicadas anteriormente (FERRIS; PRENDERGAST, 2000; KOIKE et al., 2002; SUN et al., 2002), como também reconstruíram a geometria 3-D a partir do uso de imagens histológicas da CO e a MT como mostrado na Fig. 2.11 (GAN et al., 2002, 2004; DAI et al., 2007). O método mais usado recentemente é a micro-tomografia, o qual permite obter as propriedades geométricas com maior exatidão (FERRAZZINI, 2003; SIM; PURIA, 2008; GREEF et al., 2014, 2015).

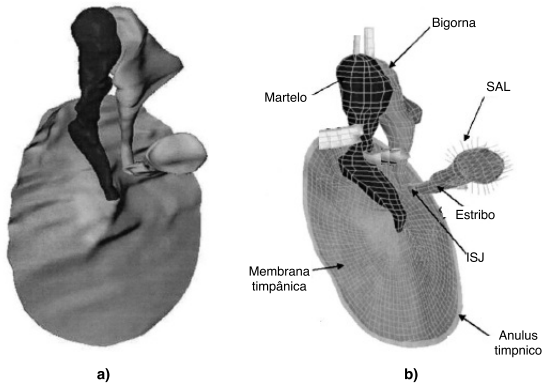


Figura 2.11: Modelo de elementos finitos da orelha média de Gan et al. (2002). a) Geometria da orelha média reconstruída a partir de imagens histológicas e; b) modelo de elementos finitos da orelha média (adaptado de Gan et al. (2002)).

A definição das propriedades dos materiais é uma das etapas mais importantes da modelagem por EF da OM. Ao se tratar de uma estrutura biológica, existe uma grande variação entre os dados apresentados na literatura. A falta de informação exata faz com que as propriedades sejam definidas através de um processo de ajuste com curvas experimentais, principalmente a $H_{V_{pl}}/P_{mt}$, o que na maioria dos casos difere dos resultados de medições feitas em estruturas biológicas (CHENG, 2007; CHENG; GAN, 2007, 2008a, 2008b; KARMODY et al., 2009). Revisões mais detalhadas sobre as propriedades mecânicas podem ser encontradas em Vollandri et al. (2011, 2012), Lobato et al. (2018), Lobato (2018). Estruturas complexas como a MT tem sido amplamente estudadas através do método de EF devido à sua im-

portância como entrada na OM, mencionando recentemente as suas propriedades ortotrópicas e não-homogêneas (ZHANG et al., 2014; GREEF et al., 2014, 2015, 2017).

A definição das condições de contorno é outro fator chave na modelagem da OM, sobretudo no que concerne as forças aplicadas nas interfaces com a orelha externa e interna. A maioria dos trabalhos na literatura representa a pressão sonora como uma força distribuída na superfície da MT. Não obstante, certos modelos incluíram o canal auditivo externo fazendo um acoplamento vibro-acústico na MT (GAN et al., 2006, 2009, 2010; YAO et al., 2013). A impedância da cóclea tem sido considerada em muitos trabalhos como um amortecimento viscoso distribuído na superfície da platina do estribo (KOIKE et al., 2002; ZHAO et al., 2009; GAN et al., 2006), mas também existem modelos que incluíram a cóclea como mostrado na Fig. 2.12 (GAN et al., 2010; YAO et al., 2013). Sobre a fixação dos ligamentos e tendões não existe muita informação, no entanto, diferentes condições de engaste para o anulus timpânico foram estudadas por Greef et al. (2014), Lobato et al. (2017).

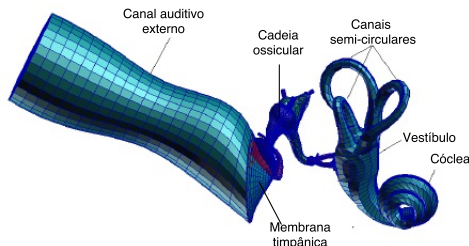


Figura 2.12: Modelo de elementos finitos vibro-acústico orelha média com o canal auditivo externo e a cóclea (adaptado de Yao et al. (2013)).

Apesar do nível de detalhe na definição das geometrias e estruturas da OM humana, a caracterização dinâmica através do método EF tem se limitado à análise da $H_{V_{pl}/P_{mt}}$. Ainda assim, os estudos de Homma et al. (2009), Yao et al. (2013) apresentaram resultados de análise modal numérica (ver apêndice B) como mostrado na Fig. 2.13. Segundo esses estudos, o primeiro modo aparece numa frequência próxima a 1 kHz e é caracterizado pela rotação do conjunto martelo-bigorna em torno de um eixo localizado entre o ramo lateral do martelo e o PIL (Fig. 2.13a). A segunda frequência natural está próxima a 1,5 kHz, na qual aparece a rotação do conjunto martelo-bigorna em torno a um eixo vertical que atravessa pelo PIL (Fig. 2.13b). Nas duas

formas modais está presente o movimento de pistão do estribo.

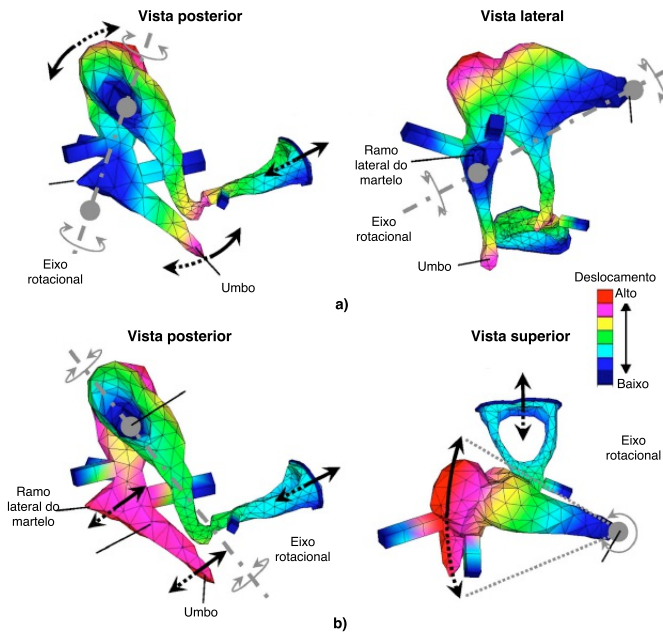


Figura 2.13: Formas modais obtidas através do modelo EF de Homma et al. (2009). a) Primeira forma modal com a vista superior e lateral da cadeia ossicular; e b) segunda forma modal com a vista posterior e superior da cadeia ossicular

2.3.2.3 Modelos multi-corpos de orelha média

A modelagem da OM através da dinâmica de sistemas MC é um tema relativamente recente. Geralmente consideram-se os ossículos como corpos rígidos por apresentarem pouca deformação na faixa de frequência de interesse (0,1 até 10 kHz) com exceção do estribo que apresenta um modo de flexão em frequência próxima de 4 kHz (DE-CRAEMER; KHANNA, 1994; BEER et al., 1999). Dessa maneira é reduzido o número de GL com relação aos modelos EF de OM. Além disso, a análise dos movimentos relativos entre os ossículos (translações e rotações) em 3-D pode ser feita de maneira mais simples através da definição de restrições. As equações de movimento (Eq. 2.4) são reescritas e formuladas como:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} + \Phi_q^T \lambda = \mathbf{Q}, \quad (2.8)$$

sendo o vetor \mathbf{q} composto pelas coordenadas dos corpos rígidos (deslocamentos e rotações) e flexíveis (de acordo com o método EF), Φ_q a matriz jacobiana de restrições $n \times r$, e λ o vetor de multiplicadores de Lagrange. As restrições r relacionam as coordenadas dos corpos representando as juntas cinemáticas e definindo o número de GL ($n - r$) do sistema (ver apêndice C).

Apesar de não estar definido pelos autores como um modelo MC, um dos primeiros trabalhos que considerou a dinâmica de corpos rígidos para modelar a OM foi o trabalho de Hudde e Weistenhöfer (1997) que descreve a influência das formas geométricas dos ossículos na transmissão do som.

O estudo apresenta um modelo de circuito equivalente com ramos que representam o movimento translacional e rotacional nos três eixos espaciais como mostrado na Fig. 2.14. A força e o momento de torção são análogos à corrente elétrica, e a velocidade translacional e angular são análogas à tensão elétrica, diferente do modelo de O'Connor e Puria (2008) descrito anteriormente. Entre ramos existem elementos transformadores de movimento rotacional a movimento translacional e vice-versa.

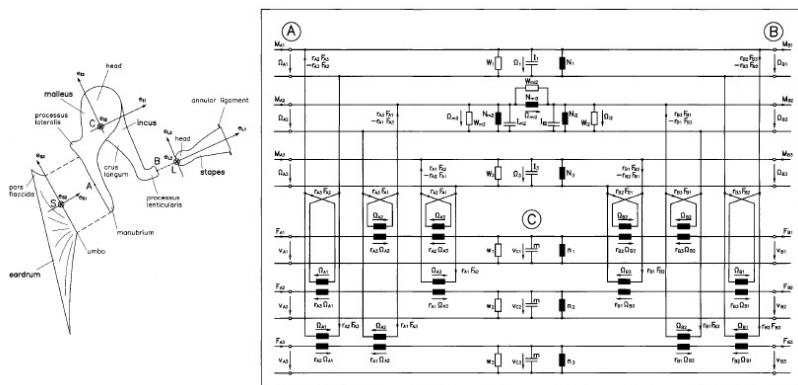


Figura 2.14: Modelo de circuito equivalente em 3-D da orelha média (extraído de Hudde e Weistenhöfer (1997)).

Os ossículos são representados como corpos rígidos e não são incluídos corpos flexíveis como as juntas, ligamentos, nem a mem-

brana timpânica. O martelo e a bigorna são considerados um corpo único e posteriormente representados como elementos elétricos. A pressão na MT é considerada como a fonte de entrada no modelo.

O trabalho não apresenta nenhum dado numérico nem experimental, e não é descrito nenhum movimento dos ossículos. Porém, é descrita a influência da rigidez das juntas nas direções de movimento de pistão do estribo, assim como o ângulo em que a MT transmite a força aos ossículos, observando-se que os movimentos rotacionais na ISJ compensam as variações das cargas em direções diferentes ao movimento de pistão do estribo. Posteriormente em outro trabalho (HUDDE; WEISTENHÖFER, 2006), o modelo de circuito equivalente foi usado para descrever as trajetórias de movimento dos ossículos, identificando o movimento “clássico” de rotação do martelo e bigorna, e o movimento de pistão do estribo presente desde 100 Hz até a primeira frequência natural em aproximadamente 800 Hz.

Posteriormente, Eiber (1999) desenvolveu um modelo MC da OM, no qual a MT é considerada um corpo elástico acoplado aos ossículos considerados corpos rígidos conectados com juntas cinemáticas. O trabalho não descreve maiores detalhes sobre o modelo, contudo é indicado que os dados da geometria, massa e inércia rotacional foram obtidos de outros trabalhos apresentados na literatura e os parâmetros das juntas elásticas foram estimados para ajustar as respostas de velocidade do estribo com resultados experimentais. Dessa maneira, é calculada uma primeira frequência natural próxima a 800 Hz. Também é definido que os movimentos rotacionais do estribo são importantes devido à forma não uniforme do ligamento SAL. O modelo MC de Eiber foi usado posteriormente para estudar a implantação de próteses totais e parciais de OM (ver apêndice A).

Entre os mais recentes trabalhos sobre MC de orelha média encontra-se o publicado por Vollandri et al. (2012). Além de incluir uma revisão sobre a fisiologia e o comportamento dinâmico da OM, é proposto um modelo MC que considera os ossículos como corpos rígidos conectados com juntas cinemáticas com poucos GLs. Os ligamentos e tendões são representados como elementos de mola-amortecedor como mostrado na Fig. 2.15.

O modelo MC não considera a MT e tem como entrada a velocidade do martelo, considerada indiretamente no termo de restrições cinemáticas Φ_q . Porém, as magnitudes e pontos onde são prescritas essas velocidades não são especificados. A rigidez e amortecimento nas juntas e ligamentos, são obtidos através de um processo de otimização minimizando a diferença entre as curvas de $H_{V_{pl}/P_{mt}}$

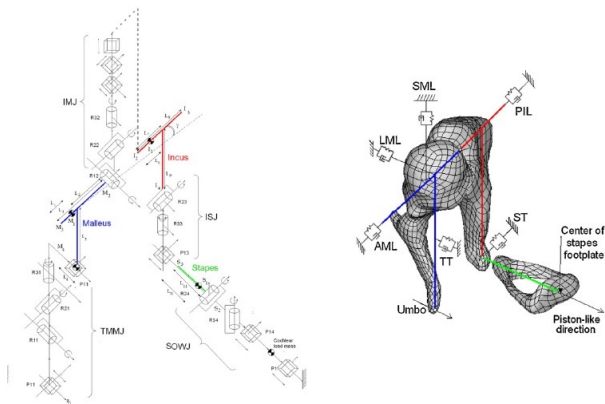


Figura 2.15: Esquema dos componentes e graus de liberdade do modelo multi-corpos da OM desenvolvido por Volandri et al. (2012))

numéricas do modelo MC e resultados experimentais em diferentes faixas de frequência.

Uma das desvantagens do modelo é que só considera como entrada do sistema a velocidade do martelo, mas não analisa a influência da CO na MT e vice-versa. Além disso, tem a mesma limitação do modelo de circuito equivalente quanto ao ajuste dos valores dos parâmetros (PURIA et al., 2013).

Em um trabalho posterior, Böhnke et al. (2013) desenvolveu um modelo MC, com geometrias obtidas a partir de uma microtomografia. Tanto os ossículos como a MT são considerados corpos rígidos, e os ligamentos (inclusive o annulus timpânico) e juntas são representados como elementos concentrados de mola e amortecedor como mostrado na Fig. 2.16. Embora não seja considerado o padrão complexo de deformação da membrana timpânica, o objetivo do modelo foi observar e analisar a influência na $H_{V_{pl}/P_{mt}}$, quando colocado um atuador eletromagnético no ramo longo da bigorna. As juntas principais foram modeladas com seis GLs e só foram descritos os parâmetros para a ISJ. As respostas do modelo foram comparadas com respostas experimentais da medição de cinco OTs, observando uma grande diferença entre as respostas do modelo e as experimentais.

Em um trabalho recente, Ihrle et al. (2013) apresentaram um modelo MC que incorpora resultados da modelagem de EF para algumas partes. No modelo os ossículos foram considerados corpos

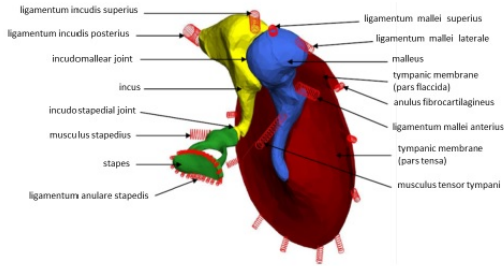


Figura 2.16: Modelo multi-corpos da orelha média desenvolvido por Böhnke et al. (2013)

rígidos mas a MT, os ligamentos e as juntas, o ar no canal auditivo externo e na cavidade da OM foram modelados como corpos elásticos, como mostrado na Fig. 2.17. No estudo, os componentes elásticos são modelados com o método EF, e depois é feita uma redução do número de GLs através da técnica de SVD (*Single value decomposition*). Os resultados de $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo MC tiveram uma boa concordância com os do modelo EF, porém os dois resultados numéricos ainda apresentaram uma diferença maior com resultados experimentais.

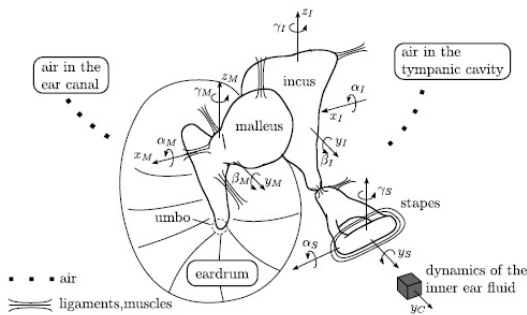


Figura 2.17: Modelo multi-corpos flexíveis desenvolvido por Ihrle et al. (2013), mostrando os domínios rígidos e elásticos, como os graus de liberdade principais para cada corpo rígido

De forma geral, os modelos MC apresentados na literatura conseguem representar o comportamento dinâmico da OM. No entanto, a definição dos parâmetros, principalmente nas estruturas flexíveis, é limitado. Além disso a influência dessas estruturas nos movimentos principais da OM, e, conseqüentemente na transmissão do som, é pouco estudada.

2.4 SENSORES IMPLANTÁVEIS PARA DISPOSITIVOS AUDITIVOS

Como visto na Seção 2.3, uma das aplicações da caracterização da OM é estudar a colocação de dispositivos implantáveis e sua influência na transmissão do som. Existem diferentes tipos de dispositivos implantáveis, incluindo prótese ativas e passivas, assim como sensores e atuadores. Serão revisadas as diferentes alternativas de sensores implantáveis encontradas na literatura, os requerimentos principais e seu desempenho.

2.4.1 Limitações dos dispositivos auditivos convencionais

O funcionamento deficiente dos diferentes componentes do sistema auditivo origina diferentes tipos de perda auditiva e podem ainda, ter diferentes padrões de comportamento ao longo da faixa de frequências audíveis. Os tratamentos aplicados a pessoas com perda auditiva dependem principalmente do tipo de deficiência apresentado e do grau de perda auditiva como visto no Apêndice A.

Os efeitos da perda neuro-sensorial e mista podem ser tratados através do uso de aparelhos de amplificação sonora individual (AASI), aparelhos auditivos implantáveis (AAI) ou implantes cocleares (IC)⁹.

Convencionalmente, esses dispositivos auditivos usam um ou vários microfones localizados atrás do pavilhão auricular (posição retro-auricular) ou no canal auditivo externo para captar o sinal sonoro de interesse. Esse sinal é posteriormente processado como um sinal elétrico que é transmitido à componentes da orelha externa, média ou interna de acordo com o tipo do dispositivo auditivo.

Apesar de que esses dispositivos auditivos estejam melhorando

⁹Diferem na forma em que transmitem o sinal processado que vem dos microfones: AASI transmitem o sinal à orelha externa através de alto-falantes, os AAI transmitem o sinal à orelha média através de atuadores, e os IC transmitem o sinal a orelha interna através de eletrodos (ver Apêndice A).

a qualidade de vida de milhões de pessoas, ainda apresentam algumas limitações (COUNTER, 2008; CARLSON et al., 2014). Alguns desses problemas devem-se à presença de elementos externos como os microfones, o processador digital de sinais (DSP), a bateria e no caso dos ICs e AAIs a antena de radio-frequência. Além da parte estética, a existência dos elementos externos traz preconceitos com os deficientes auditivos, desconforto na utilização e certa vulnerabilidade do dispositivo, já que podem ser quebrados, perdidos ou roubados (COUNTER, 2008; CARLSON et al., 2012). Adicionalmente, a maioria dos dispositivos não podem ser utilizados na água, durante atividades físicas intensas ou inclusive enquanto o usuário estiver dormindo.

Com o objetivo de contornar essas limitações a solução proposta é o desenvolvimento de aparelhos auditivos totalmente implantáveis (AATIs) ou implantes cocleares totalmente implantáveis (ICTIs) (COHEN, 2007; CARLSON et al., 2012). O projeto de um sensor implantável tem sido um dos grandes desafios no desenvolvimento dos AATIs e ICTIs. Nos últimos anos, diferentes soluções tem sido propostas, considerando diferentes mecanismos de transdução e localizações.

2.4.2 Classificação e requerimentos principais dos sensores implantáveis

Baseado na revisão de literatura de Calero et al. (2018), é apresentada uma classificação das tecnologias disponíveis, como mostra a Fig. 2.18. As tecnologias disponíveis são classificadas primeiramente pela posição de implantação do dispositivo, depois pelo mecanismo de transdução, e finalmente pelo tipo de sensor.

Informações básicas dos sensores implantáveis encontrados na literatura são listadas nas Tabelas 2.1 e 2.2, junto com as referências importantes e o estado atual de pesquisa.

Entre os principais requerimentos para os sensores implantáveis estão aqueles relacionados com o desempenho técnico (largura de banda, faixa dinâmica, sensibilidade, ruído interno e consumo de energia) e aqueles referentes ao desempenho efetivo (tamanho, complexidade da cirurgia, bio-compatibilidade), aspectos particularmente críticos para os sensores implantados na OM. Quanto à largura de banda do sensor implantável é recomendada uma faixa de 100 Hz a 8 kHz (KO et al., 2009; YIP et al., 2015), para captar sons de baixa frequência do ambiente e alguns sons da fala em frequências entre 4 e 8 kHz. Preferencialmente, a resposta do sensor deve ser plana nessa

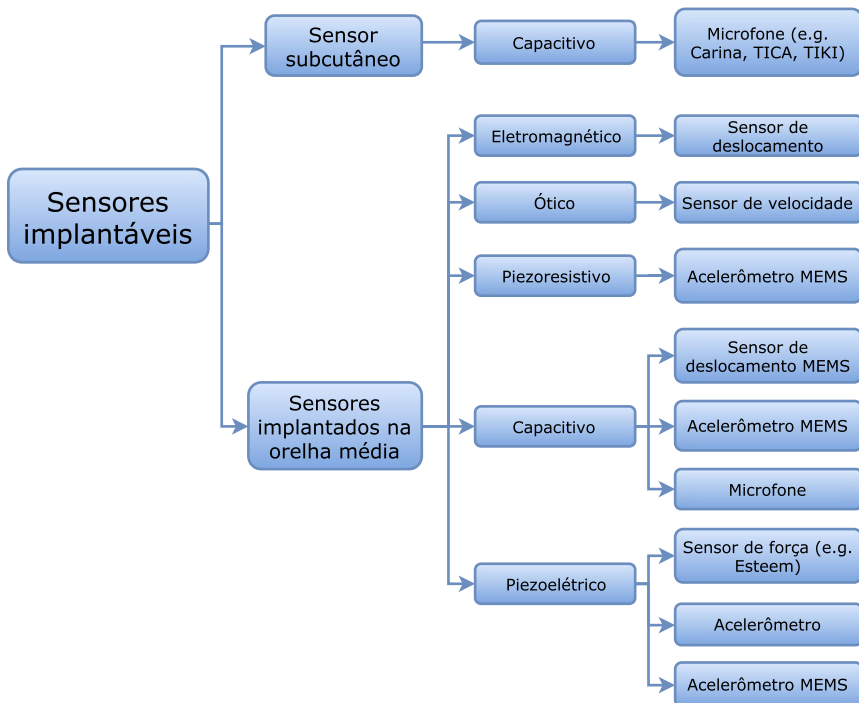


Figura 2.18: Classificação dos sensores implantáveis encontrados na literatura (adaptado de Calero et al. (2016)).

faixa de frequência para reduzir o consumo de energia do DSP ou na filtragem do sinal. No que se refere à faixa dinâmica do sensor é sugerido 30 dB a 100 dB NPS (KO et al., 2009; SACHSE et al., 2013).

A faixa dinâmica define também requisitos como a sensibilidade e o ruído interno, aspectos revisados mais detalhadamente em Calero et al. (2016), Gesing (2017). O consumo de energia deve ser menor que 0,5 mW (KO et al., 2009), similar aos microfones de dispositivos auditivos atualmente comercializados. Em relação ao tamanho do sensor tem sido sugerido uma dimensão máxima de 2 mm (SACHSE et al., 2013). Além disso, tem sido indicado que propriedades do sensor como a massa e rigidez não afetem significativamente a dinâmica da OM. Como valor de referência para a massa do sensor, Ko et al. (2009) sugeriu que seja 10% da massa do ossículo onde será acoplado (martelo 23-35 mg, bigorna 25-38 mg, estribo 2-4.5 mg (ZHAO et al., 2009;

Tabela 2.1: Resumo das alternativas para o sensor implantável propostas na literatura.

Tipo	Nome/referência, ano	Estado
microfone sub-cutâneo	<i>TICA</i> : Zenner e Leysieffer (2001)	AATI, atualmente não comercializado, inicialmente desenvolvido pela <i>Implex</i> , 20 implantes reportados
	<i>TIKI</i> : Briggs et al. (2008)	protótipo de ICTI, 3 pacientes reportados
	<i>Carina</i> : Jenkins et al. (2007), Bruschini et al. (2010)	AATI comercializado por <i>Otologics</i> (agora <i>Cochlear</i>), 110 implantes reportados
	Jung et al. (2011, 2012)	protótipo testado com pele artificial
sensor eletromagnético	Maniglia et al. (2001)	protótipo testado numa bancada e OTs
sensor ótico	Vujanic et al. (2002)	protótipo testado com um excitador piezoelétrico (<i>shaker</i>)
acelerômetro MEMS piezoresistivo	Park et al. (2007)	protótipo testado em OTs
sensor de deslocamento MEMS capacitivo	Huang et al. (2007)	protótipo testado em OTs
	Ko et al. (2009)	protótipo testado em OTs

CHEN et al., 2008; SIM; PURIA, 2008)). Também devem ser considerados aspectos como a flexibilidade dos cabos elétricos (PARK et al., 2007) e a bio-compatibilidade e hermeticidade do sensor (KO et al., 2009).

Tabela 2.2: Resumo das alternativas para o sensor implantável propostas na literatura (continuação).

Tipo	Nome/referência, ano	Estado
acelerômetro MEMS capacitivo	Zurcher et al. (2007), Ko et al. (2009), Young et al. (2012)	protótipo testado em bancada e em OTs
	Sachse et al. (2013)	modelo PC e protótipo testado em OTs
microfone capacitivo	Woo et al. (2012), Woo (2013)	protótipo testado em animais
sensor piezoelétrico de força	Javel et al. (2003)	protótipo testado em animais
	<i>Esteem</i> : Chen et al. (2004), Kraus et al. (2011)	AATI comercializado por <i>Envoy Medical</i> , 134 implantes reportados
	Koch et al. (2013, 2014)	modelo EF e protótipo testado em OTs
acelerômetro piezoelétrico	Kang et al. (2012), Gao et al. (2013), Jia et al. (2016)	modelo EF e protótipo testado em OTs
acelerômetro MEMS piezoelétrico	Beker et al. (2013)	modelo EF e protótipo testado em bancada experimental
	Yip (2013), Yip et al. (2015)	modelo PC e protótipo testado em OTs

2.4.3 Descrição e desempenho dos sensores implantáveis

Nessa seção são descritas brevemente algumas características dos sensores implantáveis encontrados na literatura, e os testes realizados ou modelos desenvolvidos para avaliar seu desempenho. Também são revisados alguns aspectos sobre o desempenho efetivo. Maiores detalhes sobre o desempenho técnico (sensibilidade, ruído interno e consumo de energia) são encontrados nos trabalhos de Calero et al. (2016), Gesing (2017).

2.4.3.1 Microfones subcutâneos

O primeiro AATI, chamado *TICA*, começou a ser comercializado pela empresa *Implex* em 2001 (ZENNER; LEYSIEFFER, 2001) e utilizou um microfone subcutâneo implantado embaixo da pele do canal auditivo externo para aproveitar as características de diretividade do pavilhão auricular. O *TICA* foi implantado em 20 pacientes, porém foram reportados alguns problemas como a interferência do som refletido pela MT e capturada pelo microfone. Entre outros problemas, existe a infecção da pele, a degradação do sensor e a formação da cicatriz no canal auditivo externo o que afeta a sensibilidade em altas frequências.¹⁰

O primeiro protótipo de ICTI chamado *TIKI*, também usou um microfone subcutâneo como sensor implantável. O dispositivo foi desenvolvido pela *Cochlear* e a Universidade de Melbourne, e está descrito em Briggs et al., 2008 (BRIGGS et al., 2008). Além do microfone subcutâneo, o dispositivo funcionou com um microfone externo de forma simultânea e foi implantado em 3 pacientes com perda auditiva neurosensorial severa a profunda. Como resultados foram reportados limites da audição reduzidos devido à variação da rigidez da pele acima do microfone depois da cirurgia, e que o benefício inclusive foi menor do que o reportado em ICs com microfone externo

O AATI *Carina* (também revisado no apêndice A) é a quarta geração do dispositivo comercializado em primeiro lugar pela empresa *Otologics* (depois comprado pela *Cochlear*). Como visto na Fig. A.8, o dispositivo consiste num conjunto implantável que inclui o microfone, a bateria e o atuador que sera acoplado no estribo. Na literatura não tem sido detalhadas características técnicas, não obstante algumas revisões (PULCHERIO et al., 2014; BITTENCOURT et al., 2014) indicam que o *Carina* possui dois microfones de eletreto, um deles orientado para a parte externa do corpo para capturar o som ambiente e o outro para o interior do corpo para capturar sinais do corpo que podem ser processados no DSP. O dispositivo *Carina* recebeu a marca da União Europeia em 2007 e também tem sido realizados estudos clínicos para aprovação nos Estados Unidos (BRUSCHINI et al., 2010; CARLSON et al., 2014). O dispositivo foi implantado em 110 pacientes, e a avaliação desde o ponto de vista clínico tem reportado alguns problemas como a percepção de ruídos do corpo (BRUSCHINI et al., 2010),

¹⁰Apesar de receber a aprovação comercial na Europa o *TICA* perdeu financiamento da *Implex* (CARLSON et al., 2014)

infecções da pele e extrusão parcial do dispositivo (PULCHERIO et al., 2014).

Relacionado com o desempenho técnico dos microfones subcutâneos, foi observado de forma geral que a sensibilidade depende do tamanho do diafragma, e da espessura da pele sobre o microfone, além de outras propriedades como material e rigidez (CALERO et al., 2018). Outrossim, não existem dados disponíveis do ruído para os microfones de forma isolada, senão unicamente funcionando com o dispositivo inteiro, no qual também é afetado pelo desempenho do atuador. Apesar de ser uma tecnologia atualmente usada em AATIs a maioria das limitações dos microfones subcutâneos são de carácter clínico.

2.4.3.2 Sensores implantados na orelha média

Os sensores implantados na OM capturam as vibrações mecânicas da CO, devido a incidência da onda sonora externa na MT. Esta alternativa evita a interferência de ruídos do corpo e preserva as características de direcionalidade da orelha externa (MØLLER, 2006). Adicionalmente, a implantação do sensor na OM poderia ser uma solução alternativa ao problema de atenuação produzida pela pele sobre o microfone no caso dos microfones subcutâneos. No entanto, um dos problemas desse tipo de sensores é a complexidade da cirurgia, relacionada com o tamanho do sensor.

Um dos primeiros sensores implantados na OM foi o protótipo de sensor eletromagnético apresentado por Maniglia et al. (2001) como sensor implantável para ICTIs. O sensor de deslocamento consiste em um ímã encapsulado em titânio de 29 mg colado na cabeça do martelo. O titânio é usado como material bio-compatível. O ímã na cabeça do martelo interage com uma bobina elétrica colocada num eixo de titânio sustentado no OT a uma distância de 0.5-1 mm do ímã. O sensor foi testado em OTs cadavéricos e não foram reportados testes em pacientes. Uma das limitações do sensor é a complexidade de implantação na cavidade da OM devido a proximidade entre o ímã e a bobina, como também o impedimento do paciente para realizar ressonância magnética.

Outro tipo de solução para um sensor implantável é o sensor ótico, proposto para ser implantado na cavidade da OM (VUJANIC et al., 2002). O protótipo foi testado numa bancada experimental usando um atuador piezoelétrico para simular o movimento dos ossículos. A

principal limitação do sensor é a instabilidade da fibra ótica que afetaria a exatidão e a precisão da medição. Outro problema está relacionado com o alto consumo de energia do sensor.

Os avanços nos processos de fabricação, materiais biocompatíveis e encapsulamento tem indicado os sensores MEMS como alternativas para aplicações biomédicas (KOTZAR et al., 2002; KO, 2007; DETERRE, 2012; KNISELY; GROSH, 2013). Os sensores MEMS são fabricados usando materiais e técnicas provenientes da indústria da microeletrônica, baseadas principalmente na tecnologia do silício (SAFARI; AKDOGAN, 2008; KAAJAKARI, 2009).

O primeiro protótipo de um sensor implantável MEMS para dispositivos auditivos foi desenvolvido por Park et al. (2007). O acelerômetro ($387 \times 800 \times 230 \mu\text{m}^3$, $m = 166 \mu\text{g}$) usou transdução piezoresistiva para capturar a vibração da bigorna (Fig. 2.19). O sensor foi testado em OTs de cadáveres humanos. O desenvolvimento do sensor também considerou o projeto de um cabo elétrico flexível para afetar minimamente a rigidez do sistema, e o encapsulamento que aumentou as dimensões do sensor em poucos μm . Apesar de ser um dos sensores implantáveis de menor tamanho foi um dos que mais ruído interno apresentou ao longo da faixa de frequência de medição, além de apresentar um consumo alto de energia devido ao efeito piezoresistivo.

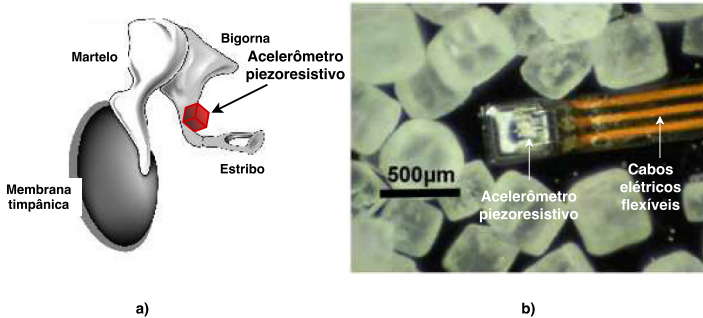


Figura 2.19: Acelerômetro MEMS piezoresistivo de Park et al. (2007). a) Esquema do acelerômetro acoplado na bigorna; e b) fotografia do acelerômetro com cabos elétricos flexíveis (adaptado de Park et al. (2007)).

Um microfone capacitivo para ser implantado na cavidade da OM foi proposto por Woo et al. (2012). A medição da resposta do

protótipo em animais (WOO, 2013) indicou que cumpre os requerimentos no que se refere ao ruído e a faixa de frequência. No entanto, tem um consumo alto de energia (1 mW) e sua sustentação se mostrou instável.

Outro mecanismo usado para os sensores implantados na OM é a transdução capacitiva (incluído o microfone de eletreto mencionado anteriormente). Um sensor de deslocamento MEMS capacitivo foi proposto por Huang et al. (2007). O protótipo mostrado na Fig. 2.20a usa uma mola ($m = 15 \text{ mg}$, $k = 10 \text{ N/m}$) para transmitir o deslocamento do umbo à membrana de um microfone de eletreto acoplado na cavidade da OM. O protótipo foi testado em OTs de cadáveres humanos, mostrando problemas na implantação devido à erros na colocação da mola.

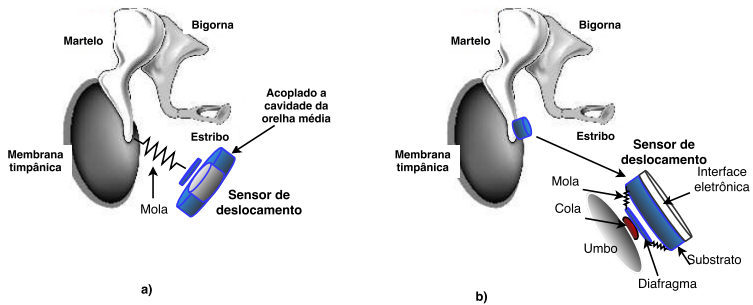


Figura 2.20: Sensores de deslocamento MEMS capacitivo. a) Esquema do sensor de deslocamento conectado ao umbo por uma mola e; b) esquema do sensor de deslocamento acoplado diretamente ao umbo (adaptado de Huang et al. (2007), Ko et al. (2009)).

Num estudo posterior, Ko et al. (2009) desenvolveu um sensor de deslocamento MEMS capacitivo acoplado diretamente ao umbo (Fig. 2.20b) para resolver as dificuldades de implantação do sensor de Huang et al. (2007) e, inclusive, reduzindo seu ruído interno. O protótipo consiste num diafragma de silício sustentado por um conjunto de molas conectadas a um substrato de silício ($m = 20 \text{ mg}$) que vibra conjuntamente com o umbo. O protótipo foi fabricado num chip de silício de $2 \times 2 \text{ mm}^2$ com uma massa total de 25 mg contendo o circuito de amplificação, e foi testado em OTs de cadáveres humanos apresentando um desempenho aceitável dentro dos requerimentos de sensibilidade.

Um protótipo de acelerômetro MEMS capacitivo acoplado ao umbo foi desenvolvido por Zurcher et al. (2007). Incluindo os circuitos de amplificação o sensor tinha um tamanho de $2,5 \times 6,2 \text{ mm}^2$ e uma massa de 25 mg. O acelerômetro foi acoplado no umbo em OTs mostrando um desempenho comparável aos sensores de deslocamento de Huang et al. (2007), Ko et al. (2009). Num trabalho posterior, Young et al. (2012) analisaram as condições de encapsulamento para reduzir o tamanho do acelerômetro. Apesar de cumprir os requerimentos referente a sensibilidade, o acelerômetro MEMS capacitivo apresentou um ruído interno alto, além de um consumo de energia fora dos requerimentos (4,5 mW) relacionado possivelmente ao tratamento do sinal.

Em um trabalho mais recente, Sachse et al. (2013) apresentaram um protótipo fabricado em silício com um área ativa de $2,1 \times 2,1 \text{ mm}^2$ e foi testado em OTs de cadáveres humanos. No estudo, o ruído interno foi reduzido desenvolvendo um modelo PC do sensor, no qual foi reduzida a frequência natural (1,7 kHz) relacionada com o ruído interno.

O mecanismo de transdução piezoelétrico também é usado nos sensores implantados na OM. O primeiro protótipo de um sensor de força piezoelétrico ($7 \times 1 \text{ mm}^3$) foi desenvolvido no trabalho de Javel et al. (2003), e implantado em animais. No entanto, não foram apresentados maiores detalhes do desempenho do sensor. O AATI *Esteem*, atualmente comercializado pela *Envoy Medical* também usa um sensor de força piezoelétrico. O dispositivo foi aprovado pela FDA em 2011 e até 2014 foram reportados 134 implantes (PULCHERIO et al., 2014). Como visto na Fig. A.9, uma extremidade do sensor está fixa na parede da cavidade da OM, enquanto a outra está acoplada à bigorna (com cimento ionomérico) (KRAUS et al., 2011). Não são reportados maiores detalhes técnicos sobre o sensor do *Esteem*, porém tem sido reportados alguns problemas de implantação, tais como a necessidade de reposicionar ou remover o sensor (CHEN et al., 2004), e problemas de paralisia facial ou perda parcial do gosto depois da cirurgia devido à grande abertura necessária para inserir o sensor e o atuador, o que pode acarretar danos ao nervo facial (KRAUS et al., 2011).

Outro tipo de sensor de força piezoelétrico foi apresentado por Koch et al. (2013), onde uma membrana bidirecional foi proposta para ser inserida na ISJ (Fig. 2.21b) e transmitir a força através desta articulação. O protótipo consiste em duas membranas de titânico coladas com com material piezoelétrico e montadas numa carcaça (Fig. 2.21a). O tamanho total do transdutor de formato oval é $4 \times 2,5 \times$

1 mm³ com uma massa total de 35 mg. No estudo foi desenvolvido um modelo de EF e um protótipo testado em OTs. A resposta do sensor referente ao ruído foi satisfatória, além de apresentar baixo consumo de energia, o que pode explicar o uso de um transdutor similar no AATI comercial *Esteem*. No entanto, a dificuldade de implantação é maior, pois necessita de dois pontos para sustentar o transdutor e o alinhamento deve ser exato.

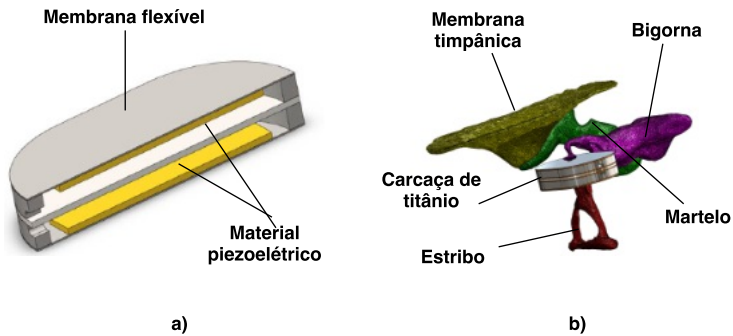


Figura 2.21: Esquema do sensor de força piezoelétrico. a) Vista de seção e; b) modelo de EF do transdutor acoplado (adaptado de Koch et al. (2014)).

Um acelerômetro piezoelétrico biocompatível foi proposto em Kang et al. (2012) para reduzir a complexidade na implantação do sensor. O protótipo consiste numa cerâmica piezoelétrica e um chip contendo um pré-amplificador, os dois encapsulados numa caixa de titânio e tendo um tamanho total de $4,5 \times 1 \times 0,3$ mm³ com uma massa total de 38,4 mg. O dispositivo foi implantado na bigorna da OM de animais, sugerindo a redução do tamanho através da tecnologia MEMS. Depois em Gao et al. (2013) o mesmo sensor foi modelado em EF, simulando seu comportamento implantado na OM. Mais recentemente em Jia et al. (2016), o acelerômetro foi colocado numa carcaça de titânio em forma de tubo acoplado com um grampo, similar aos usados nas próteses de OM (ver Apêndice A) no ramo longo da bigorna. Esta modificação aumentou o tamanho do sensor a $5,91 \times 2,4 \times 2,02$ mm³ e sua massa a 67 mg. O protótipo foi testado em OTs de cadáveres humanos com um bom resultado quanto ao ruído interno, apesar dos problemas na implantação devido a seu tamanho

Os acelerômetros MEMS piezoelétricos tem sido usados como

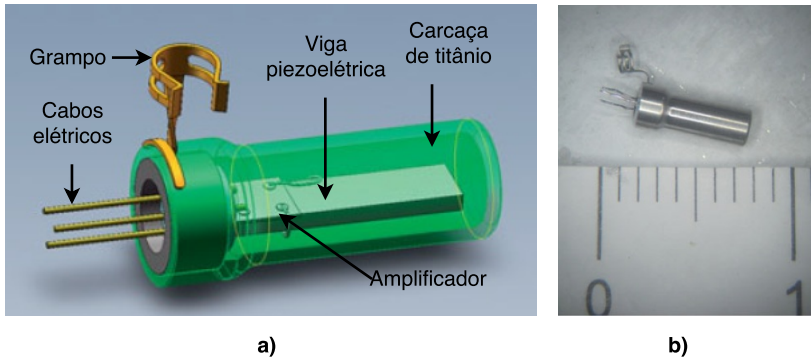


Figura 2.22: Acelerômetro piezoelétrico de Jia et al. (2016). a) Esquema do acelerômetro piezoelétrico e suas partes e; b) fotografia do protótipo (adaptado de Jia et al. (2016)).

sensores implantáveis devido à possibilidade de redução do seu tamanho, tendo uma maior largura de banda e sensibilidades comparadas com acelerômetros MEMS capacitivos. Porém, a característica piezoelétrica acarreta a uma maior presença de ruído interno e elétrico (TADIGADAPA; MATETI, 2009; GESING, 2017). O primeiro acelerômetro piezoelétrico a ser usado como sensor de IC foi proposto por Beker et al. (2013). O estudo apresentou um modelo EF, validado experimentalmente através da construção de um protótipo de tamanho $4,25 \times 4 \times 0,525 \text{ mm}^3$ testado numa bancada experimental. Foi proposta também a possibilidade de gerar energia através da captação do movimento do umbo.

Um dos trabalhos mais recentes (YIP, 2013; YIP et al., 2015) apresentou um acelerômetro MEMS piezoelétrico para ser usado como sensor de IC. No estudo, um protótipo foi fabricado colocando o circuito de amplificação de carga no chip. O sensor foi testado em OTs cadavéricos, acoplado no umbo, obtendo uma resposta aceitável, com um consumo baixo de energia (0,2 mW), principalmente pelo circuito de amplificação de carga usado.

A maioria dos trabalhos apresentados não fornecem as características técnicas do sensor, além de outros detalhes como cabeamento elétrico ou encapsulamento. Mais recentemente, em Gesing (2017) foi desenvolvido um acelerômetro MEMS piezoelétrico para dispositivos auditivos, e que será analisado na Seção 5.

2.5 MODELOS NUMÉRICOS COM ACOPLAMENTO ENTRE O SENSOR E A ORELHA MÉDIA

Como visto na seção anterior, a maioria dos sensores implantados na OM tem sido estudados através de diferentes técnicas, incluindo modelos de PC (SACHSE et al., 2013), modelos EF (BEKER et al., 2013), em bancadas experimentais (KOCH et al., 2014) ou diretamente em animais ou OTs de cadáveres humanos (PARK et al., 2007; KO et al., 2009). No entanto, existem detalhes como a posição de implantação, os métodos de fixação e a influência na dinâmica da OM que não são especificados na maioria dos estudos.

Apesar dos avanços na modelagem da OM, como visto na Seção 2.3.2, são poucos os trabalhos que usam esta ferramenta para analisar os efeitos de implantação de sensores (KOCH et al., 2014; JIA et al., 2016). No entanto existem estudos que usam modelos numéricos acoplados para avaliar o desempenho de próteses passivas (EIBER, 1999), atuadores de AAI como o FMT (ver Apêndice A) (GAN et al., 2010; BORNITZ et al., 2010) ou de diferentes atuadores colocados em diferentes posições da OM (LIU et al., 2014a, 2014b). Contudo, é visto que a modelagem desses dispositivos depende de sua configuração. No caso dos acelerômetros, eles podem ser representados por um modelo PC como indicado no ApêndiceD

2.5.1 Posição de implantação na orelha média

A maioria dos trabalhos revisados na Seção 2.4 indicam o umbo como a posição de maior vibração a qual é então sugerida para a colocação de um sensor. Existem exceções como o AATI *Esteem* cujo sensor está colocado entre a cavidade da OM e o corpo da bigorna, e o desenvolvido por Koch et al. (2014) que especifica a ISJ como posição de implantação para o sensor de força piezoelétrico. No caso da implantação dos acelerômetros estudados em Park et al. (2007), Jia et al. (2016), a posição escolhida foi o ramo longo da bigorna. Porém, não existe uma análise comparativa para o posicionamento do sensor nas localizações indicadas na literatura.

O trabalho de Chung et al. (2013), especificou sete pontos na bigorna e o martelo que são acessíveis através da cirurgia comumente realizada para colocação de implantes na OM (mastoidectomia posterior) como mostrado na Fig. 2.23a. No estudo foram medidas com

LDV as FRF de velocidade em OTs humanos, obtendo as respostas nos diferentes pontos de medição, com o objetivo de sugerir uma posição para um sensor de força como o utilizado pelo AATI *Esteem*.

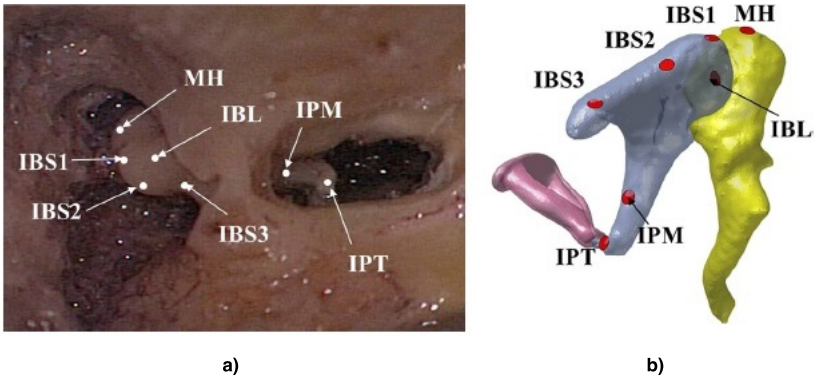


Figura 2.23: Esquema das posições analisadas para colocação de um sensor. a) Fotografia da mastoidectomia posterior; b) vista lateral-posterior da cadeia ossicular (adaptado de Chung et al. (2013)).

Como resultado da comparação das respostas, a cabeça do martelo e o corpo da bigorna foram indicados como pontos ótimos para colocação de um sensor de força, porém, numa faixa de frequência limitada (1-2 kHz). Além disso, existe uma grande variação dos resultados medidos para os quais as direções e ângulos de medição não foram descritos.

2.5.2 Métodos de fixação

Como visto na revisão dos sensores implantáveis na Seção 2.4, são poucos os estudos que especificam o método de fixação dos sensores na cadeia ossicular. Alguns trabalhos especificam o cimento ionomérico para fixação de sensores de força como o AATI *Esteem* (KRAUS et al., 2011) ou sensores de deslocamento e acelerômetros (PARK et al., 2007; KO et al., 2009). Segundo Hüttenbrink (2001) a união ou interface rígida que oferece o cimento, garante que o sensor ou transdutor possa medir ou transmitir a força de maneira mais efetiva desde a cadeia ossicular até o sensor.

Por outro lado, o único estudo que especifica uma fixação mecânica é estudo de Jia et al. (2016). Nesse trabalho o sensor é fi-

xado no ramo longo da bigorna através de um grampo, de maneira similar às próteses de OM (Fig. A.2) ou dos AAI que usam transdutores eletromagnéticos FMT ou CLT (Transdutor electromagnético sem contato - *Contactless electromagnetic transducer*), como visto na Fig. 2.22. No estudo de Devèze et al. (2013) foram estudadas diferentes opções de acoplamento do atuador eletromecânico na CO, observando que a fixação mecânica apresentou um melhor desempenho que outros tipos de fixação. O estudo de Wang et al. (2011) analisou através do método EF a colocação de grampos para o FMT ou CLT no ramo longo da bigorna ou na cabeça do estribo (Fig. 2.24). Também foram estudadas opções de contato entre o grampo e o ossículo, mudando a rigidez e o amortecimento tanto do material metálico do grampo, como do cimento adicional para melhorar a fixação do grampo. Foi definido que quanto mais rígida a interface entre o atuador e o ossículo, maior é a eficiência do aparelho auditivo, devido à redução da força necessária para acoplar o grampo no ossículo, e, conseqüentemente, a força transmitida pelo transdutor é maior.

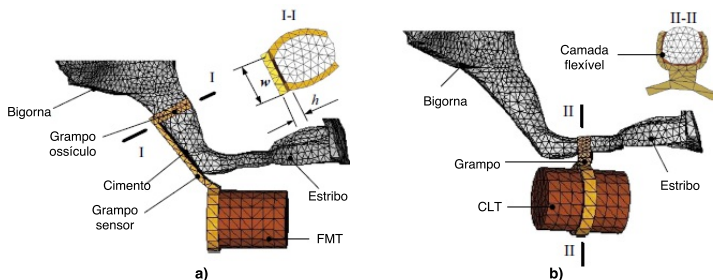


Figura 2.24: Esquema da fixação com grampo metálico no ramo longo da bigorna. a) Esquema do FMT e b) Esquema do CLT no ramo longo da bigorna (adaptado de Wang et al. (2011)).

Recentemente, a empresa *Med-El* também desenvolveu vários grampos para acoplar o transdutor FMT do AAI *Vibrant Soundbridge* em outras posições além do ramo longo da bigorna, e que inclusive podem trabalhar conjuntamente com as próteses de OM (Apêndice A) como visto na Fig. 2.25. No entanto, pelo tamanho do grampo e a área de contato com o ossículo podem restringir alguns movimentos nas juntas IMJ e ISJ.

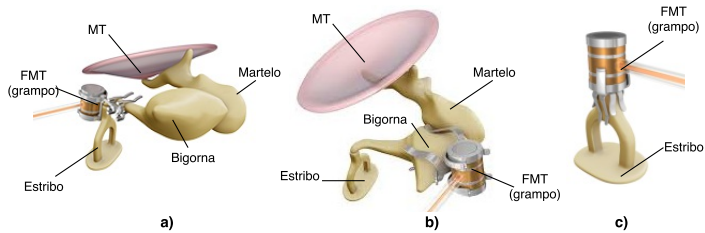


Figura 2.25: Implantação do transdutor do *Vibrant Soundbridge* em diferentes posições da cadeia ossicular. a) Implantação no ramo longo da bigorna; b) cabeça da bigorna e; c) cabeça do estribo (adaptado de <http://www.medel.com/products-vibrant-soundbridge-vibroplasty/>).

3 DESCRIÇÃO DO MODELO DE REFERÊNCIA E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

No presente capítulo será apresentado um modelo de referência da orelha média (OM), baseado no método de elementos finitos (EF), cujos parâmetros de entrada como geometria, condições de contorno e propriedades mecânicas, serão usados depois para o desenvolvimento dos modelos multi-corpos. Também é descrito o processo de validação do modelo EF, o qual inclui a comparação com resultados experimentais apresentados na literatura e posteriormente com dados experimentais obtidos com ossos temporais (OTs). Para o segundo caso, o procedimento experimental utilizado para a medição de respostas dinâmicas da cadeia ossicular (CO) em ossos temporais (OTs) de cadáveres humanos é descrito em detalhes e é feita a comparação com resultados dos modelos numéricos.

3.1 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DA ORELHA MÉDIA

Como referência é indicado o modelo de elementos finitos (EF) apresentado em Lobato (2018). O modelo foi desenvolvido no *software* COMSOL 5.2 (COMSOL, 2016) no módulo de *Structural Mechanics*, onde são importadas as geometrias, impostas as condições de contorno, e definidas as propriedades mecânicas dos componentes.

3.1.1 Geometria e discretização

A geometria utilizada foi obtida através de um processo de micro-tomografia computadorizada, e descrito inicialmente no trabalho de Greef et al. (2014). Na geometria foram incluídos unicamente a MT o martelo e o AML, para estudar os padrões de movimento da MT sem influência da CO (ver Seção 2.3.1). Os componentes restantes, com exceção do SML, foram incluídos através do trabalho de Pires et al. (2015), usando geometrias disponibilizadas pelo Laboratório de Biofísica e Física Biomédica da Universidade de Antwerp, Bélgica, como mostrado na Fig. 3.1.

Antes da geometria ser importada no *software* COMSOL 5.2 a geometria foi tratada para preencher áreas vazias, suavizar os contornos, reparar elementos desconexos e ajustar o número de áreas da su-

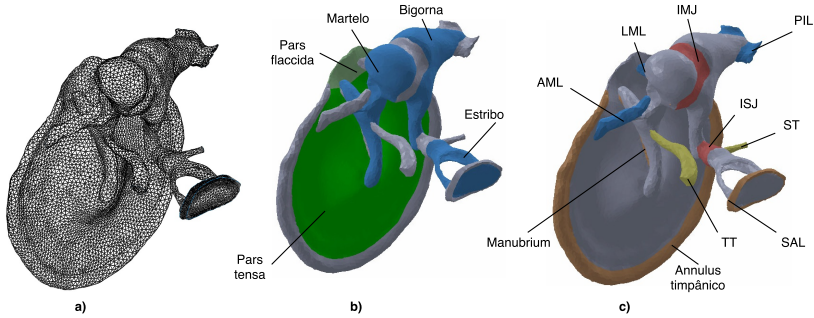


Figura 3.1: Geometria e componentes do modelo de elementos finitos da orelha média. a) Geometria com a malha do modelo; b) ossículos e partes da membrana timpânica; c) ligamentos, tendões e juntas.

perfície, a fim de definir a discretização da malha. A malha é definida de acordo a uma análise de convergência, e é variável com dimensão do elemento de 0.25 a 2 mm (PIRES et al., 2015) (Fig. 3.1a).

3.1.2 Carregamentos e condições de contorno

Com o intuito de representar o sistema mecânico da OM, devem ser modeladas as condições de contorno, como revisado na Seção 2.3.2, definindo os locais onde são aplicadas forças externas ao sistema, tais como pressão sonora. Também é definida a área onde é aplicada a impedância da cóclea. Também são definidos as áreas onde o deslocamento é nulo, como nas superfícies onde os ligamentos se conectam à parede da cavidade da OM e os tendões se conectam aos seus respectivos músculos¹.

3.1.2.1 Pressão sonora e impedância da cóclea

Para poder calcular a respostas dinâmica da OM, é aplicada uma pressão sonora $P_{mt}=1$ Pa rms sobre a superfície côncava da MT (pars tensa e pars flaccida) como visto na Fig. 3.2 a.

Para representar a força que o líquido intra-coclear exerce sobre a platina do estribo, é definida uma impedância da cóclea Z_{coc} .

¹A condição assumida para os tendões é uma simplificação, já que provavelmente o deslocamento não seja nulo na fronteira entre o tendão e o músculo.

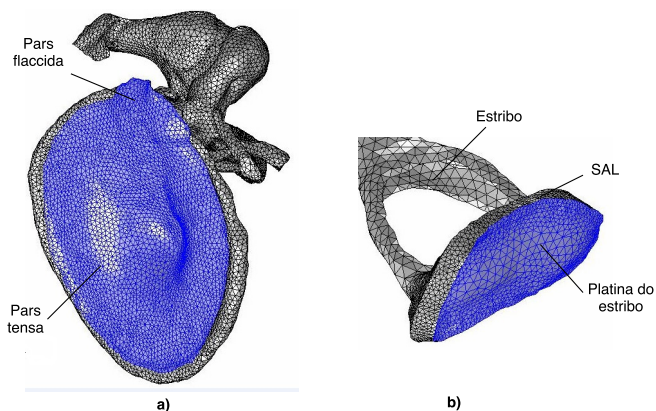


Figura 3.2: Áreas de aplicação de condições de contorno no modelo de elementos finitos da orelha média. a) Pressão na membrana timpânica e; b) impedância da cóclea.

Esta carga é implementada no COMSOL com uma condição chamada *Low reflecting boundary* aplicada sobre a área mostrada na Fig. 3.2 b). Os dados de entrada de $Z_{coc}(f)$ por unidade de área foram extraídos de Nakajima et al. (2009) (Fig. 3.3) (obtidos em OTs de cadáveres humanos) e depois multiplicados pela área da platina A_{pl} pra obter os parâmetros de entrada do modelo.

3.1.2.2 Ligamentos e tendões

Referente ao annulus timpânico, foram analisadas diferentes condições de engastamento no trabalho de Lobato et al. (2017). Dessa maneira, ao invés de ser engastado todo o volume do annulus timpânico, como apresentado em alguns trabalhos (GREEF et al., 2014, 2017), apenas uma porção dos elementos periféricos do annulus foram engastados como mostrado na Fig. 3.4 a). Para o ligamento SAL, por outro lado, foi definida a totalidade da área externa como condição engastada (Fig. 3.4 b).

As extremidades que se encontram em contato com a cavidade da OM como os ligamentos AML, LML e PIL e os tendões ST e TT foram definidas de maneira simplificada como condições de contorno engastadas (deslocamento nulo) (Fig. 3.4 c).

O SML não foi detectado na micro-tomografia, sendo assim foi

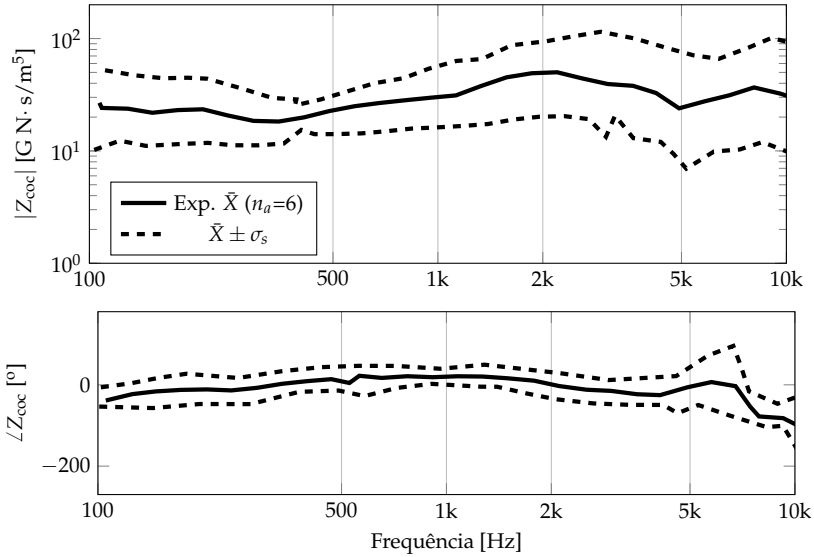


Figura 3.3: Impedância da cóclea Z_{coc} (extraído de Nakajima et al. (2009)).

representado como um elemento de mola-amortecedor, como mostrado na Fig. 3.4 d, cujo valor de constante de mola k foi calculado de acordo a Lei de Hooke como um elemento linear e isotrópico dado por

$$k = \frac{EA}{L}, \quad (3.1)$$

sendo A é a área transversal do ligamento considerado como uma seção retangular, e L o comprimento efetivo. As propriedades serão revisadas mais a frente. A constante de amortecimento foi calculada considerando amortecimento proporcional $\beta_p = 7.5 \cdot 10^{-5}$. Essa mesma formulação será levada em conta para todos os componentes restantes no Capítulo 4.

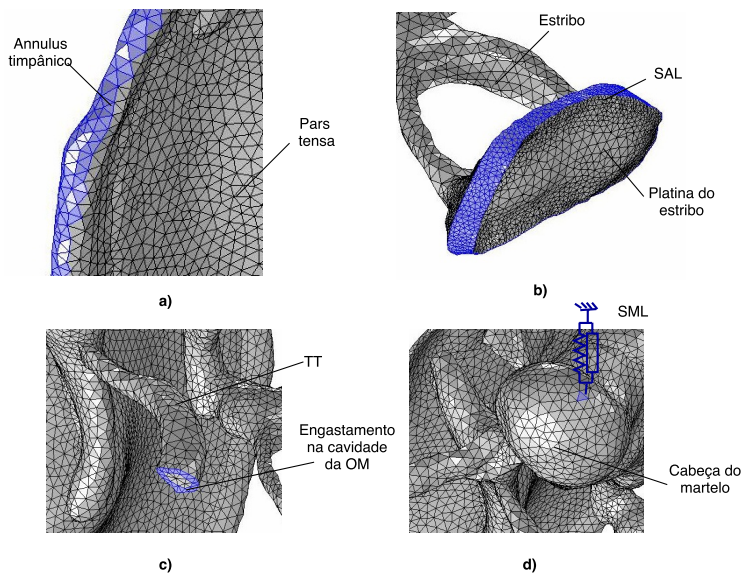


Figura 3.4: Condições de contorno do modelo de elementos finitos da orelha média. a) Annulus timpânico; b) SAL; c) tendão TT e SML.

3.1.3 Propriedades mecânicas

Baseado numa ampla revisão das propriedades mecânicas dos componentes da OM encontradas na literatura (LOBATO et al., 2018; LOBATO, 2018), os valores de módulos de elasticidade E , densidade ρ e amortecimento (η para amortecimento estrutural, β_p para amortecimento proporcional) foram definidos para cada domínio do modelo, como mostrado na Tabela 3.1.

Priorizou-se valores obtidos experimentalmente a fim de reduzir incertezas ou evitar procedimentos de ajuste. Dessa maneira, os módulo E para os ligamentos AML, SML, LML e PIL foi determinado de acordo os trabalhos de Cheng (2007), Cheng e Gan (2008b), e para os tendões ST e TT nos estudos de Cheng e Gan (2007, 2008a). Nos trabalhos mencionados também foram descritas as dimensões aproximadas desses componentes com exceção do SML, LM e PIL, para os quais foram assumidas dimensões similares às outras estruturas.

O módulo de elasticidade dos ossículos foi definido com relação a medições feitas na parte cortical do fêmur humano (LOBATO, 2018).

Tabela 3.1: Propriedades mecânicas usadas para o modelo de referência de elementos finitos (LOBATO et al., 2018; LOBATO, 2018).

Componente	E [MPa]	ρ [kg/m ³]	Amortecimento
MH	14100	2500	-
MN	14100	4530	-
MHA	14100	3700	-
IB	14100	2360	-
ISP	14100	2260	-
ILP	14100	5080	-
AML	4	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
LML	4	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
SML	4	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
PIL	4	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
TT	10	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
ST	10	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
Manubrium (MT)	3	1200	$\eta = 0.2$
Pars tensa (MT)	$E_r = 20,$ $E_c = 10,$ $E_t = 3$	1200	$\eta = 0.2$
Pars flaccida (MT)	$E_r/3$	1200	$\eta = 0.2$
Annulus timpânico (MT)	$E_t/5$	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
SAL	0.0316	1200	$\beta = 7.5 \cdot 10^{-5}$
IMJ	5	1200	$\eta = 0.2$
ISJ	5	1200	$\eta = 0.2$

Para a densidade dos ossículos foram utilizados valores diferentes para as subdivisões do martelo e a bigorna (ZHAO et al., 2009; PIRES et al., 2015).

O SAL é definido com um modelo viscoelástico de Maxwell na dissertação de Lobato (2018) baseado nas medições realizadas no estudo de Zhang e Gan (2014). Por se tratar de uma rigidez complexa que varia com a frequência, foi definido um valor médio com amorte-

cimento proporcional similar aos outros ligamentos, para fins comparativos e de implementação dos modelos da Seção 4 .

Segundo a revisão apresentada na Seção 2.2.1, a MT tem uma estrutura ortotrópica, representada no modelo EF com os módulos de elasticidade na direção radial E_r , circunferencial E_c e transversal E_t apresentados previamente na literatura (LUO, 2009; AERNOUTS et al., 2012) e descritas na Tabela 3.1.

3.1.4 Comparação com resultados da literatura

Com o intuito de validar o modelo numérico de referência, os resultados da vibração da MT (padrão de deslocamento e velocidade do umbo), e velocidade da platina do estribo são comparados primeiramente com resultados experimentais apresentados na literatura. Além disso, as formas modais são comparadas com outros resultados de estudos de análise modal numérica. É importante mencionar que o fato de serem resultados de diferentes peças anatômicas, métodos de medição e modelagem, contribui com as diferenças nos resultados, razão pela qual serão comparadas unicamente características gerais.

3.1.4.1 Deslocamento da membrana timpânica e velocidade do umbo

Primeiramente foram comparados os resultados do deslocamento da superfície da MT em frequências discretas apresentados por Cheng et al. (2013) com os resultados numéricos do modelo EF completo, como mostrado na Fig. 3.5. Os resultados numéricos foram calculados com o método direto (ver Apêndice B), disponível no COMSOL.

Pode-se observar que tanto os padrões como a magnitude do deslocamento do modelo EF são similares aos observados experimentalmente com as ondas circunferenciais presentes em altas frequências (10 e 18 kHz). Também é comparada a FRF de velocidade do umbo vs. pressão sonora na MT $H_{V_{\text{umbo}}/P_{\text{mt}}}$ do modelo EF de referência com os resultados experimentais de cinco orelhas diferentes obtido por Homma et al. (2009), como mostrado na Fig. 3.6.

É possível observar que tanto as magnitudes das FRF $H_{V_{\text{umbo}}/P_{\text{mt}}}$ experimentais e do modelo apresentam uma primeira ressonância próximo a 1 kHz, no entanto as magnitudes dos resultados experimentais são 10 a 20 dB maiores do que as do modelo numérico. Esta variação nos resultados pode ser causada pela diferença entre as mor-

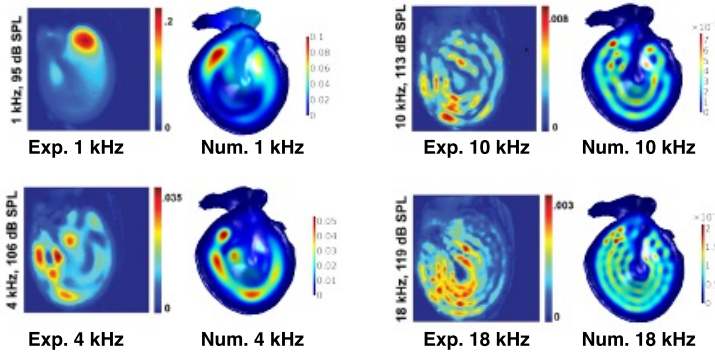


Figura 3.5: Comparação magnitude deslocamento da superfície da membrana timpânica. Resultados experimentais de Cheng et al. (2013) (orelha direita) e do modelo EF (orelha esquerda).

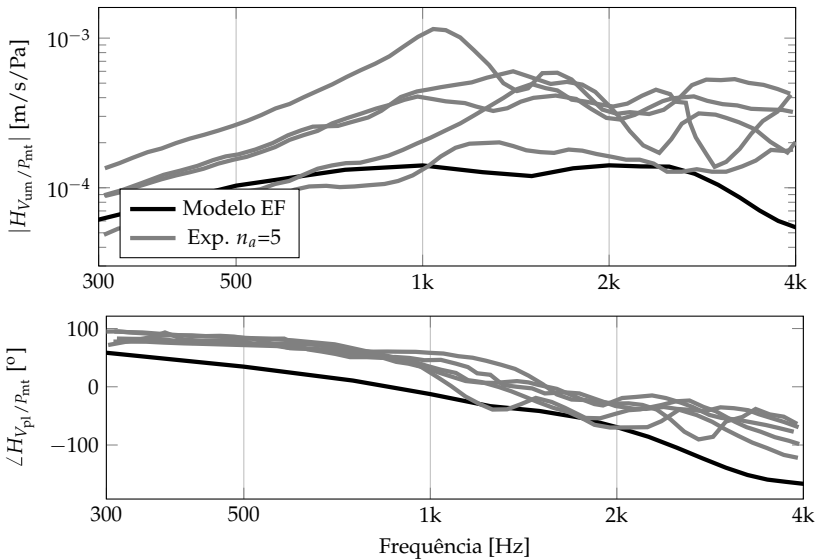


Figura 3.6: Comparação $H_{V_{um}}/P_{mt}$ do modelo EF e dado experimental extraído de Homma et al. (2010).

fologias da MT, e inclusive entre as propriedades mecânicas da MT, que foram primeiramente definidas de acordo a um modelo parcial que incluiu a MT e o martelo (LOBATO et al., 2017; LOBATO, 2018).

3.1.4.2 Velocidade da platina do estribo

Adicionalmente à análise apresentada na seção anterior, é comparada a FRF de velocidade da platina do estribo vs. pressão sonora na MT $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo EF de referência com os resultados experimentais de Aibara et al. (2001), como mostrado na Fig. 3.7. Os resultados numéricos do modelo EF de referência também foram calculados através do método direto na faixa de frequência de 100 Hz até 10 kHz.

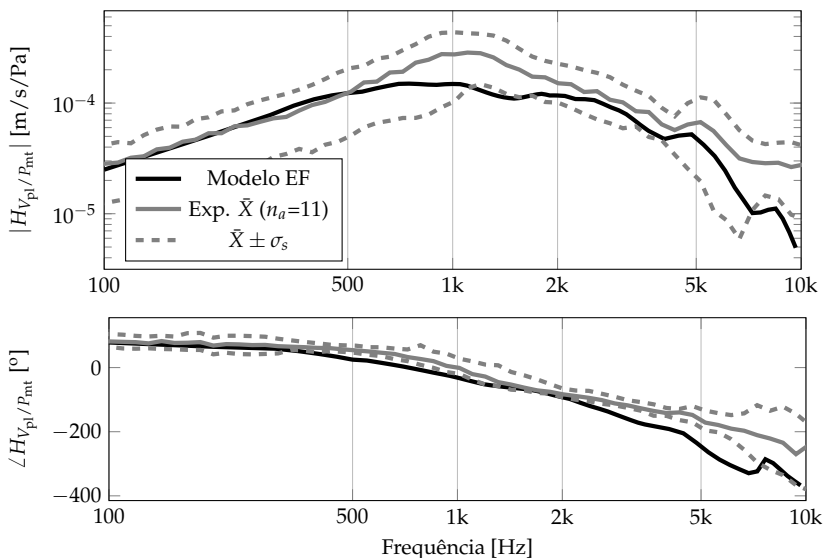


Figura 3.7: Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo EF e experimental extraído de Aibara et al. (2001).

Observa-se que a magnitude da FRF $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo EF apresenta um comportamento similar a média das curvas experimentais com uma ressonância próxima a 1 kHz. Além disso, os valores de magnitude se encontram dentro dos limites inferior e superior da distribuição de curvas experimentais para quase toda a faixa de fre-

quencia. Cabe mencionar que existem diferenças entre as curvas individuais apresentadas no estudo de Aibara et al. (2001).

3.1.4.3 Análise modal numérica

Além das respostas da platina do estribo e do umbo, foi realizada uma análise modal numérica (ver Apêndice B), também disponível no COMSOL. As cinco primeiras frequências naturais calculadas são listadas na Tabela 3.2, junto com aquelas descritas para os modelos numéricos de Homma et al. (2009), Yao et al. (2013).

Tabela 3.2: Frequências naturais obtidas pela análise modal para o modelo EF e os modelos EF de Homma et al. (2009), Yao et al. (2013).

Modelo/Modo	1	2	3	4	5
EF	873	1051	1415	1812	1926
Homma et al. (2009)	1150	1690	2760	-	-
Yao et al. (2013)	1027	1597	-	-	-

É observada uma redução da frequência natural no modelo EF de referência para as dois primeiros modos em relação aos outros modelos numéricos da literatura. Essa diferença pode ser atribuída à variação da geometria, malha e propriedades mecânicas entre modelos, sendo que o modelo EF desenvolvido é mais flexível do que os apresentados na literatura. Contudo, as primeiras duas formas obtidas com o modelo EF de referência, e mostradas na Fig. 3.8, são similares as mostradas para os modelos da literatura (Fig. 2.13).

Como descrito na Seção 2.3.2, o primeiro modo consiste no movimento de rotação do conjunto martelo-bigorna ao longo de um eixo imaginário entre o AML e o PIL (Fig. 3.8a), e o segundo modo consiste na rotação do conjunto martelo-bigorna em torno do eixo vertical que atravessa o PIL (Fig. 3.8b). Nas duas primeiras formas modais, o estribo apresenta um movimento de pistão, aparecendo no segundo modo uma rotação da platina do estribo em torno de um eixo vertical no plano da platina. No trabalho de Homma et al. (2009) é apresentada uma terceira frequência natural, porém unicamente pertence a um movimento da MT. As formas modais para o terceiro, quarto e quinto modos são mostradas na Fig. 3.9.

No terceiro modo é observado um leve movimento de rotação

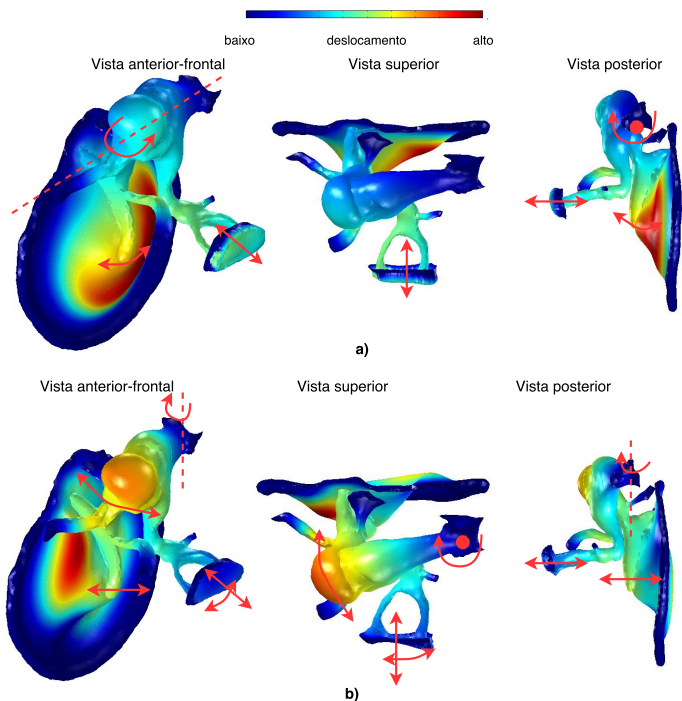


Figura 3.8: Primeiras duas formas modais do modelo de EF da OM. a) Primeiro modo em 873 Hz e; b) segundo modo em 1051 Hz.

do conjunto martelo-bigorna, e também aparece o movimento de pistão do estribo, com uma maior deformação do ligamento SAL para favorecer o movimento do estribo. Já no quarto modo está presente um movimento de rotação do estribo em torno de um eixo vertical que atravessa a ISJ, observando uma deformação grande no SAL na direção paralela ao plano da platina do estribo, que pode ser causado por sua rigidez baixa comparado com os outros ligamentos. Finalmente o quinto modo apresenta um movimento frontal-posterior de toda a cadeia ossicular, com uma leve rotação do estribo em torno do eixo vertical na platina. Do sexto ao oitavo modo é observado movimento unicamente na MT, enquanto o nono modo corresponde ao movimento concentrado no tendão TT. Apesar de ainda apresentarem movimentos da CO, acima do quinto modo predomina o movimento da MT e estes modos não são mostrados neste trabalho.

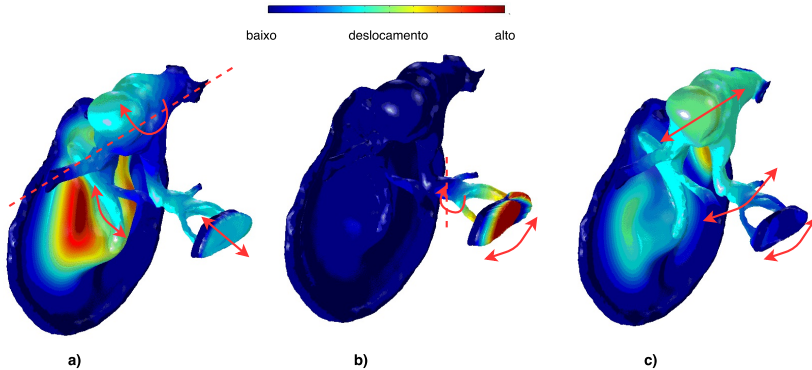


Figura 3.9: Terceira, quarta e quinta formas modais do modelo EF da OM. a) Terceiro modo em 1415 Hz ; b) quarto modo em 1812 Hz e; c) quinto modo em 1926 Hz.

3.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Com o objetivo de obter resultados experimentais para caracterizar a dinâmica da OM humana juntamente com os modelos numéricos, é descrito o trabalho realizado de medição em ossos temporais (OTs) de cadáveres humanos, descrevendo os diferentes passos adotados e variáveis obtidas no procedimento experimental. Os experimentos foram realizados no no Laboratório de Técnica Operatória Cirúrgica (TOCE) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

O estudo foi autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o número 50959414.5.0000.0115, e as peças anatômicas utilizadas na pesquisa foram fornecidas pelo Departamento de Ciências Morfológicas, sendo os cadáveres provenientes do Instituto Geral de Perícias (IGP) sob amparo do termo de Convênio 2013TN003955 entre a Secretaria de Segurança Pública (SSP) de Santa Catarina e a UFSC.

3.2.1 Montagem do experimento

Para realizar a medição de respostas vibratórias da OM foi usada inicialmente a montagem mostrada nas Figs. 3.10 e 3.11, baseados nos experimentos de Voss et al. (2000), Aibara et al. (2001). Os equipamentos básicos usados no experimento foram:

- Microscópio DFV MU-M19;
- Vibrômetro laser (LDV) *Polytec* OFV-534 com controlador OFV-2520 e câmera;
- Analisador de sinais *B&K* Pulse 3560 C;
- Computador com software *Pulse LabShop*;
- Microfone 1/2" GRAS 46AE;
- Fone de ouvido (alto falante *Sonion* M9).

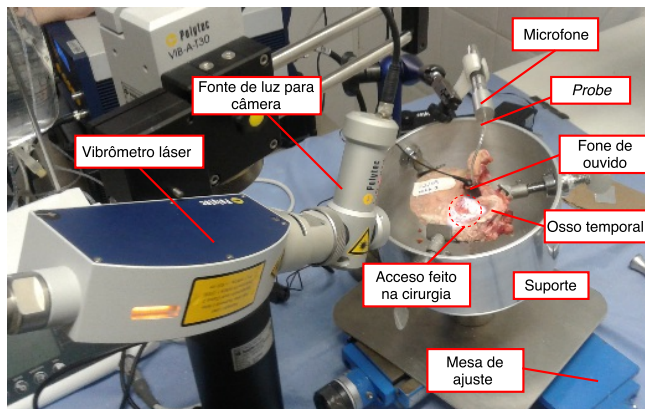


Figura 3.10: Fotografia dos equipamentos utilizados no procedimento experimental para medição de respostas vibratórias na orelha média

Além disso, foram usados alguns equipamentos auxiliares, como uma geladeira (utilizada para armazenamento das peças anatômicas), e um monitor onde é possível mostrar o processo de dissecação e colocação de material refletivo para medição usando a câmera do microscópio, e os processos de medição com o LDV, utilizando a câmera do próprio vibrômetro. Também foi usado um suporte para OTs e uma mesa que permite o posicionamento do suporte com ajuste fino. Cabe mencionar que a posição relativa entre o LDV e a peça anatômica é variável.

Para diminuir a influência da variação na anatomia do canal auditivo externo entre indivíduos nos resultados das medições, as peças anatômicas foram montadas com um canal auditivo artificial,

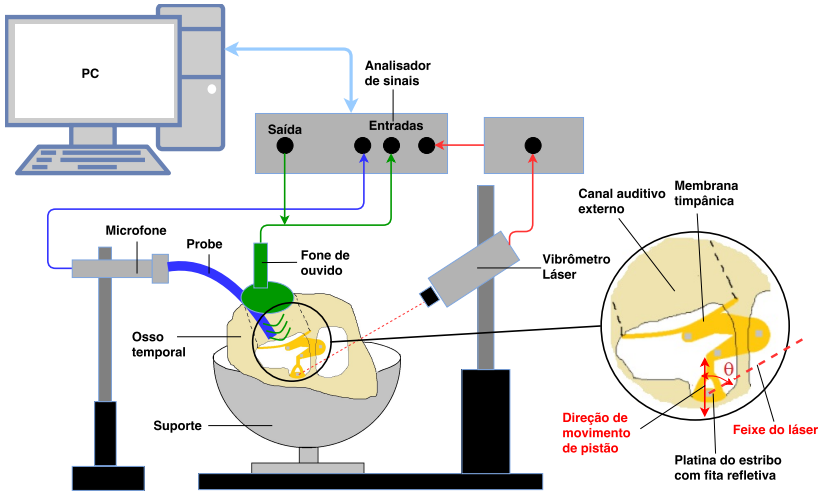


Figura 3.11: Esquema da montagem experimental para medição de respostas vibratórias da orelha média (com canal auditivo externo)

do mesmo modo que em outros trabalhos (HOMMA et al., 2009; FERRAZZINI, 2003), e como mostrado na Fig. 3.12. O canal auditivo artificial adicional consiste em um tubo plástico aderido no OT com massa de modelar. Esta montagem também permite a medição de alguns outros pontos da MT devido à colocação de uma lamínula de vidro transparente acima do tubo plástico. Não obstante, essa configuração não foi aplicada para todas as peças medidas, como será mencionado posteriormente.

3.2.2 Dissecção e conservação dos ossos temporais

Ao contrário dos experimentos mencionados na Seção 2.3.1, o tempo desde o decesso do indivíduo até a extração das peças anatômicas é desconhecido. No entanto, os OTs foram separados dentro de um período de 24 horas após o recebimento do cadáver e foram imediatamente congelados.

O descongelamento é iniciado até 12 horas antes do procedimento de dissecção, e as peças são conservadas em solução salina e refrigeradas a 5°C até o momento da dissecção. Seguidamente, os OTs foram avaliados por um médico otorrinolaringologista usando

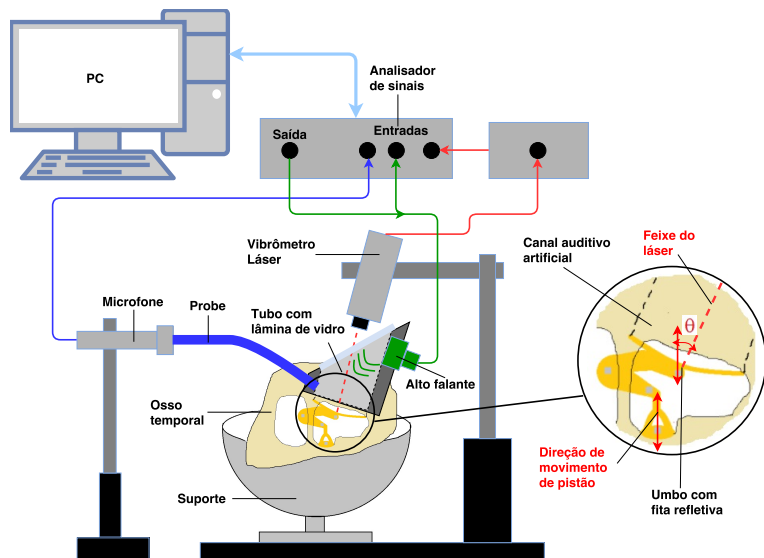


Figura 3.12: Esquema da montagem experimental para medição de respostas vibratórias da orelha média (com canal auditivo artificial).

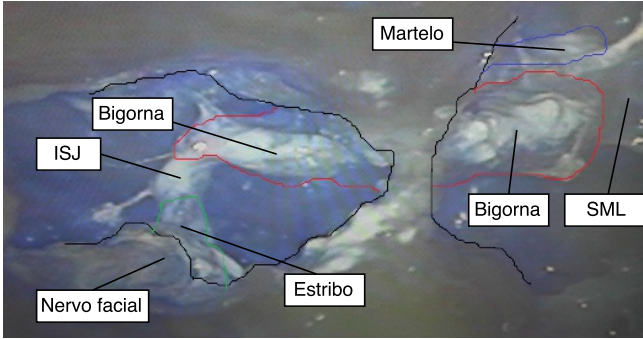
o microscópio cirúrgico, excluindo qualquer peça que tenha alguma evidência de doença ou alteração das estruturas.

A técnica cirúrgica utilizada inicialmente foi a mastoidectomia, com preservação do canal auditivo externo, e uma timpanotomia posterior. Para poder visualizar a platina do estribo, foi removida parte do nervo facial como mostrado na Fig. 3.13.

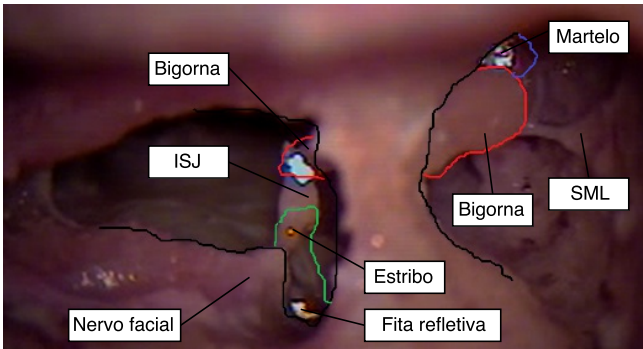
Para que as peças medidas fossem utilizadas em experimentos posteriores, foram conservadas em solução com 10 % de formol. Alguns ossos foram medidos depois da formolização para comparar a resposta depois do processo de formolização².

A fim de realizar a montagem do sistema descrito na Fig. 3.12 com os OTs formolizados, foi removida a porção óssea do canal auditivo externo de cada osso, deixando um rebordo de 2 mm, para que fosse acoplado o canal auditivo artificial.

²Também chamado processo de fixação.



a)



b)

Figura 3.13: Fotografias do acesso lateral-posterior através da cirurgia mastoidectomia. a) Cadeia ossicular marcada com óxido de zinco (tinta), imagem observada com o microscópio e a tela de televisão, e; b) cadeia ossicular marcada com fitas refletivas, imagem observada com a câmera acoplada ao vibrômetro laser.

3.2.3 Identificação e observação dos ossos temporais

Os OTs dissecados foram identificados com um código definido pelos dados do cadáver do qual foi extraído, como mostrado na Tabela 3.3. Inicialmente é definido o sexo (M para masculino ou F para feminino), a idade, a ordem em que foi recebido, e a posição da orelha (E para esquerda ou D para direita).

Também foi realizada uma análise visual dos OTs dissecados,

indicando se as estruturas a serem medidas eram visíveis ou se tinham alguma anormalidade (ossos desarticulados ou quebrados, e estruturas faltantes ou fusionadas) que poderia afetar o seu comportamento dinâmico.

Tabela 3.3: Descrição dos ossos temporais dissecados indicando a data de descongelamento, o código de identificação, se foi realizada alguma medição, e observações gerais na MT e na CO.

No	Data	Código	Medido	MT	CO
1	30/06/2016	M40-01-D	-	V	D
2	30/06/2016	M30-02-E	FO	$\pm V, \pm N$	V, N
3	21/07/2016	M34-03-E	-	-	D
4	21/07/2016	M34-03-D	FO	$\pm V, \pm N$	N
5	03/08/2016	M28-04-D	FO	$\pm V, N$	V, N
6	01/09/2016	M28-04-E	FR,FO	V, N	V, N
7	22/09/2016	M28-05-E	FR,FO	V, N	$V, \pm N$
8	22/09/2016	M28-05-D	FR,FO	$\pm V, N$	V, N
9	16/02/2017	M26-06-D	-	V, N^*	V, D
10	16/02/2017	M26-06-E	FR	$\pm V, N^*$	V, N
11	10/03/2017	M30-07-E	FR	$\pm N^*$	$V, \pm N$
12	24/03/2017	M30-07-D	FR	N^*	V, N

FR=Fresco, FO=Formolizado

V=Visível, N=Normal, D=Desarticulado

*Nestes OTs foi realizado o procedimento de colocação de canal auditivo artificial

3.2.4 Medição das respostas vibratórias

Como visto na Seção 2.3.1, a resposta vibratória da OM pode ser analisada através da medição da FRF de velocidade de um ponto na cadeia ossicular (comumente a platina do estribo) vs. a pressão sonora próxima à MT em função da frequência de excitação.

De acordo com a montagem da Fig. 3.11, um ruído branco (com faixa de frequência até 12 kHz) foi gerado no *software Pulse LabShop* e reproduzido através de um fone de ouvido que é inserido no canal

auditivo externo. Um microfone de 1/2" GRAS 46AE com *probe* extensor foi inserido juntamente com o fone de ouvido para medição de pressão sonora P_{med} . Já que o parâmetro de interesse para analisar a dinâmica da OM é a pressão sonora próxima da MT P_{mt} , tem que ser considerada a FRF da pressão sonora próxima da MT vs. pressão sonora medida pelo microfone, ou FRF do *probe* (LOBATO, 2018):

$$H_{P_{med}/P_{mt}}(f) = \frac{P_{med}}{P_{mt}}. \quad (3.2)$$

Para caracterizar o comportamento do *probe* através da FRF $H_{P_{med}/P_{mt}}$ foi montado um experimento no qual foram medidas as pressões sonoras na entrada e saída do *probe* diante de uma fonte acústica numa câmara semi-anecoica (LOBATO, 2018), obtendo a FRF da Fig. 3.14.

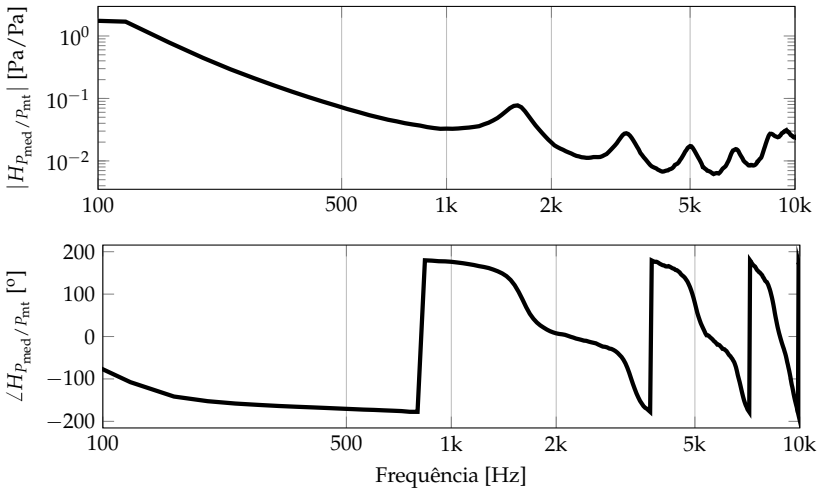


Figura 3.14: FRF do *probe* $H_{P_{med}/P_{mt}}$ obtida experimentalmente.

Nestas medições, o *probe* foi colocado em posição reta o qual não reproduz exatamente as condições dos experimentos de medição de respostas vibratórias, nos quais o *probe* é colocado com angulação e distâncias diferentes da MT, principalmente em OTs onde o canal auditivo externo foi preservado. Estas variações não alteram significativamente a magnitude da FRF do *probe*, o que permite corrigir a magnitude das FRFs $H_{V/P_{mt}}$. No entanto, a curva de fase da FRF

do *probe* é mais sensível às variações no posicionamento da extensão no experimento, razão pela qual os valores de fase das FRFs $H_{V/P_{mt}}$ não é exata, como será visto posteriormente. Maiores detalhes sobre a medição da FRF do *probe* são encontrados na dissertação de Lobato (2018).

Em relação às velocidades dos pontos na CO, estas são medidas com o vibrômetro laser *Polytec OFV-534* conectado a um controlador *OFV-2500* e acoplado a uma câmera que permite posicionar o feixe do laser e ajustar o foco com maior exatidão.

Como o sistema de medição não permite a medição exata da direção de movimento, foi assumido que as direções da velocidade da platina do estribo e do umbo são paralelas ao movimento de pistão, ao ser comumente a direção de movimento principal da OM. Essa direção forma um ângulo θ com a direção do feixe do laser, e varia de 30 a 35 dependendo da posição do OT no suporte (Fig. 3.11). Apesar de medidas as respostas em outros pontos da CO, a impossibilidade de determinar os ângulos entre a direção de movimento e o feixe do laser neste experimento não aporta informação exata sobre a direção da velocidade medida.

Tanto o sinal de excitação do fone de ouvido, como os sinais obtidos pelo microfone e do vibrômetro laser são processados no sistema de aquisição de sinais conectado ao computador com o *software Pulse LabShop* o qual calcula as FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ ou $H_{V_{um}/P_{mt}}$.

Com o intuito de observar a influência de ruídos externos no sistema de medição, o *software* do sistema de aquisição permite calcular a função coerência γ_{vp}^2 definida de forma geral como (BRANDT, 2011):

$$\gamma_{vp}^2 = \frac{|G_{vp}(f)|^2}{G_{pp}(f)G_{vv}(f)} \quad (3.3)$$

sendo $G_{vp}(f)$ o espectro de potência cruzada entre o sinal de velocidade V_{pl} ou V_{um} (saída) e um sinal de entrada P_{mt} (entrada), e G_{pp} e G_{vv} são os auto-espectros desses sinais. Os valores de γ_{vp}^2 variam de 0 a 1, sendo que 1 implica que não existem ruídos externos e que a saída de velocidade V_{pl} ou V_{um} medida corresponde à pressão acústica P_{mt} da entrada (BRANDT, 2011).

Para aumentar a refletividade das superfícies dos ossículos da OM, foi necessária a utilização de um material refletivo nos pontos de medição. A princípio, óxido de zinco foi dissolvido em solução salina, formando uma tinta que foi aplicada nas regiões nas quais foi medida

a velocidade (Fig. 3.13a). Posteriormente, como alternativa ao óxido de zinco, fitas de material refletivo de um tamanho aproximado de $0,75 \times 0,75 \text{ mm}^2$ foram colocadas nos pontos de medição para avaliar uma possível melhora no procedimento de medição. Os resultados da comparação entre as duas alternativas é mostrado na Seção 3.2.5.

3.2.5 Resultados experimentais

Nesta seção são apresentados e analisados os resultados obtidos através do procedimento experimental, tais como as FRFs da velocidade da platina do estribo e do umbo vs. pressão sonora na MT, e a influência de diferentes variáveis no procedimento de medição.

3.2.5.1 Velocidade da platina do estribo e velocidade do umbo

As FRF de velocidade do estribo vs. pressão sonora na MT $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ dos primeiros três OTs frescos são mostradas na Fig. 3.15. As respostas com base na FRF do *probe* e no ângulo θ . Comparando as respostas desses OTs com os resultados experimentais de Aibara et al. (2001), é possível observar que unicamente a magnitude do OT M2804E está dentro dos limites definidos a partir do experimento de Aibara. Porém, existe um comportamento similar com uma ressonância próxima de 1 kHz. Como revisado anteriormente o gráfico da fase está errado pois é modificada pela posição do *probe* no experimento para cada OT.

A magnitude da FRF de velocidade do umbo vs. pressão na MT $H_{V_{um}/P_{mt}}$ é analisada para os OTs M2804E e M3007D na Fig. 3.16, observando que é maior em frequências até 2 kHz para o osso M2804E (aproximadamente 2 dB), e em frequências maiores que 1 kHz para o osso M3007D (aproximadamente 20 dB).

As magnitudes da FRF $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ de seis OTs frescos são mostradas na Fig. 3.17 junto com a função coerência γ_{vp}^2 . É possível observar que existe uma grande variação nas magnitudes e formas das FRFs de cada OT, o que dificulta a observação de padrões de comportamento dinâmico geral para a OM (Fig. 3.17a). No entanto, as FRFs apresentam uma primeira ressonância em frequências que variam de 500 Hz até 1 kHz, com exceção do osso M3007E o qual apresentou anormalidades na CO e MT como registrado na Tabela 3.3.

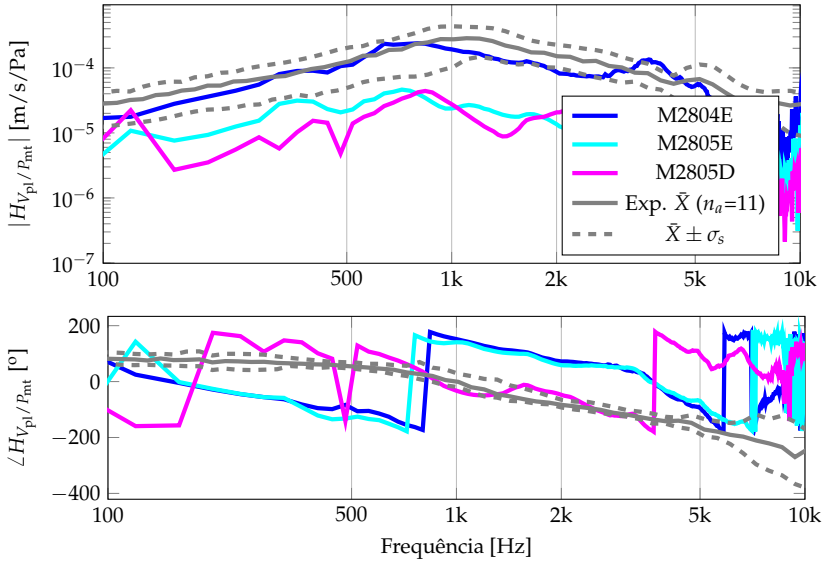


Figura 3.15: Comparação de $H_{V_{pl}}/P_{mt}$ obtidos experimentalmente com resultados de Aibara et al. (2001).

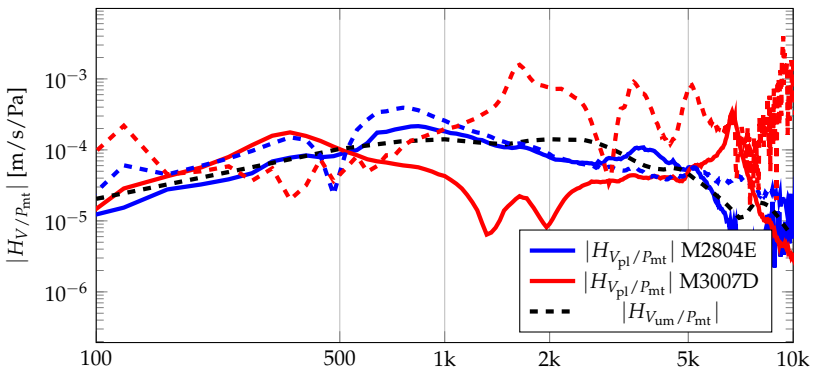


Figura 3.16: Comparação entre $H_{V_{pl}}/P_{mt}$ e $H_{V_{um}}/P_{mt}$ experimental e do modelo EF.

Também foi observado que a função coerência γ_{vp}^2 é variável entre peças (Fig. 3.17b) principalmente em frequências menores a 200 Hz

e maiores que 7 kHz, possivelmente devido a variações anatômicas, colocação das fitas refletivas, ou do ângulo de incidência do laser na fita refletiva. A medição do osso M3007D apresentou uma coerência aceitável numa maior faixa de frequência do que os outros ossos, podendo se observar inclusive uma ressonância próximo de 7 kHz.

Em geral, o comportamento observado nas respostas obtidas experimentalmente é relativamente diferente daquele observado na literatura (VOSS et al., 2000; AIBARA et al., 2001). Em consequência, ainda existem aspectos do procedimento experimental que precisam ser melhorados.

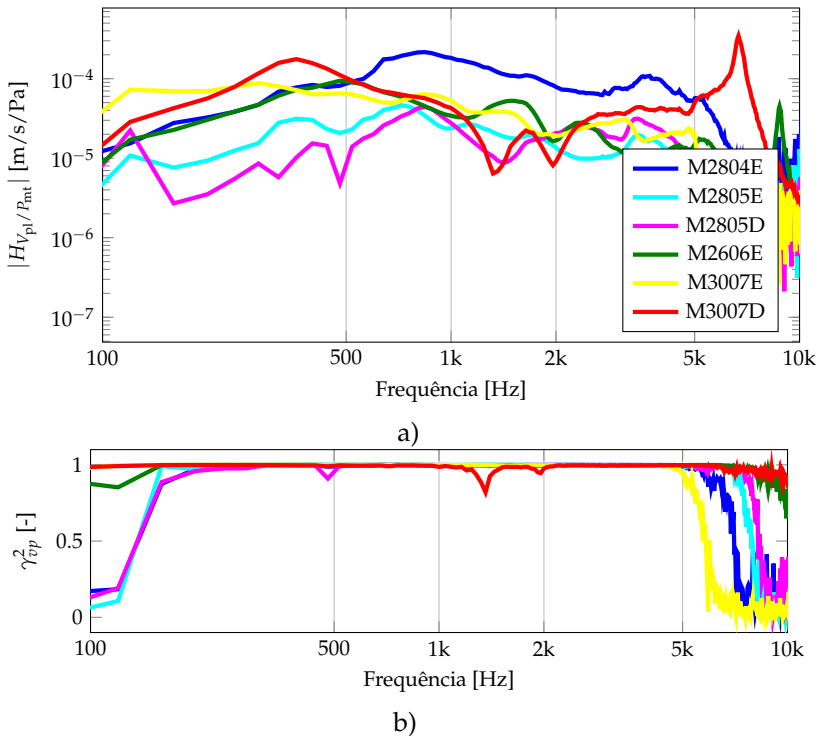


Figura 3.17: Comparação de FRF e da função coerência para ossos frescos. a) $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ e; b) γ^2 .

3.2.5.2 Óxido de zinco vs. fitas refletivas

As FRFs $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ e as funções γ_{vp}^2 do osso M2804E com óxido de zinco (tinta) e com fitas refletivas são comparadas na Fig. 3.18. É observado que a medição com fitas refletivas melhora a qualidade da medição em frequências até 1 kHz (Fig. 3.18b), possivelmente devido a apresentação de um aumento da reflexão do feixe do laser quando utilizada a fita refletiva. Além disso, é melhorada a precisão no ajuste do ponto em que a resposta é medida. Não obstante, a colocação das fitas refletivas é um procedimento delicado devido ao tamanho da fita utilizada, e adicionalmente requer que a superfície esteja corretamente hidratada (sem excesso de liquido) para garantir a aderência da fita.

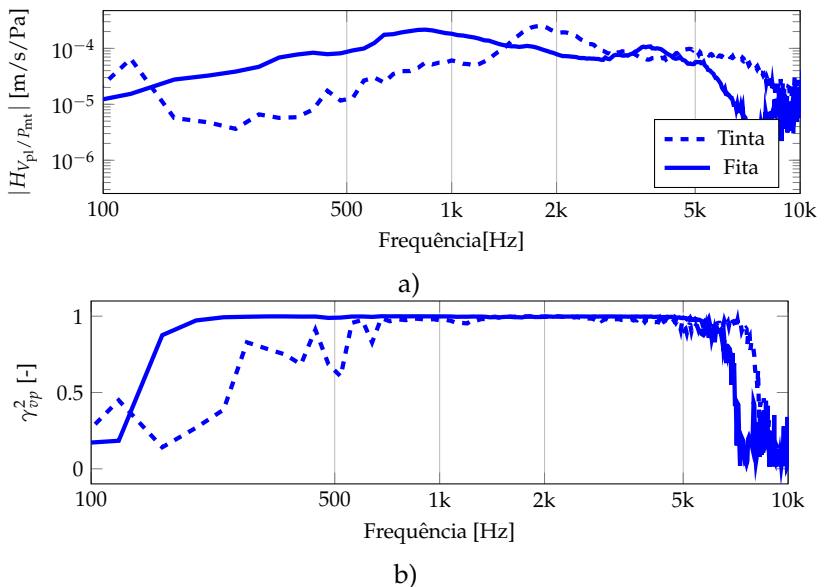


Figura 3.18: Comparação de FRF e da função coerência medidas no osso temporal M2804E marcado com tinta e fita refletiva. a) $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$; b) γ^2 .

3.2.5.3 Ossos frescos vs. ossos formolizados

Na Fig. 3.19 é mostrada a variação entre a $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ e γ_{vp}^2 medidas em ossos frescos e formolizados. Pode-se observar que tanto a resposta em magnitude como a função coerência pioram com o processo de formolização. Inclusive nos ossos M2606E, M3007D e M30007E é observado uma redução na magnitude da resposta até 1 kHz (Fig. 3.19a) que pode ser atribuída a um aumento na rigidez nos tecidos, principalmente da MT³. Adicionalmente, a aderência das fitas refletivas é dificultada pelas superfícies formolizadas nos ossículos, produzindo ruído na medição e piorando a função coerência das medições.

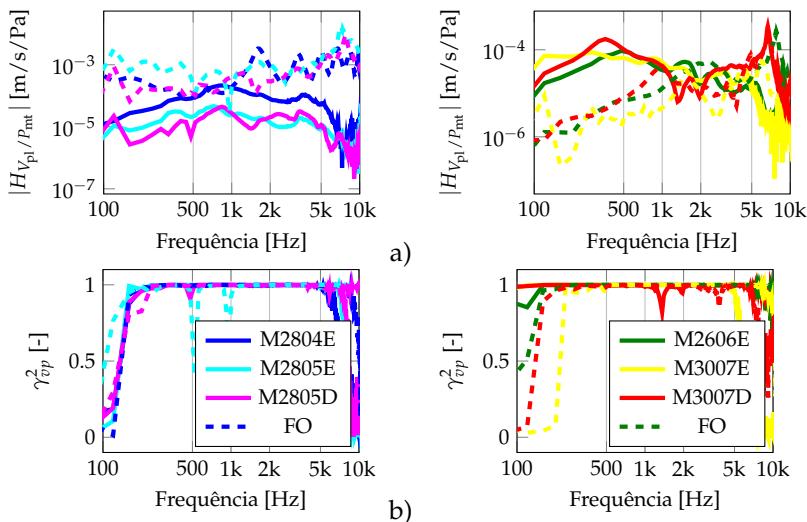


Figura 3.19: Comparação de FRF e da função coerência entre ossos temporais frescos e formolizados. a) $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ e; b) γ^2 .

3.2.5.4 Canal auditivo natural vs. canal auditivo artificial

A comparação das respostas $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$, $|H_{V_{um}/P_{mt}}|$ e γ_{vp}^2 para o osso M3007D com conduto auditivo natural e com um conduto arti-

³Segundo observações feitas pelo médico cirurgião.

cial é mostrada na Fig. 3.20. É possível observar que a função coerência para a FRF $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ do OT com o conduto artificial é reduzida em certas frequências inferiores a 200 Hz com o canal artificial, devido possivelmente à algum defeito na fixação do canal artificial no OT. No entanto, a função coerência para a FRF $|H_{V_{um}/P_{mt}}|$ apresentou um aumento em frequências até 1 kHz, devido a maior facilidade de medição através do canal auditivo artificial, em lugar da medição pelo acesso da mastoidectomia (Fig. 3.13). É importante mencionar que a comparação das respostas nessa análise foi feita para OTs formolizados o que pode piorar a qualidade dos resultados como mencionado anteriormente. Apesar de que a utilização do canal artificial não mostrar uma melhora consistente nos resultados obtidos, uma vantagem apresentada é a padronização na medição do sinal acústico de entrada que incide sobre a MT, visto que a variabilidade da resposta do canal auditivo ocluído pode variar entre amostras. Também existe a possibilidade de medição da resposta de várias pontas na MT.

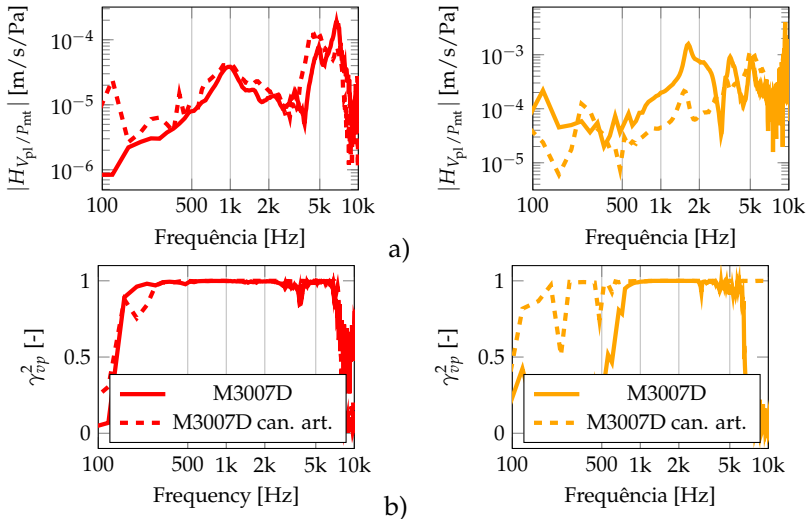


Figura 3.20: Comparação de FRF e da função coerência do osso temporal M3007D com canal auditivo natural e artificial a) $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$, $|H_{V_{um}/P_{mt}}|$ e b) γ_{vp}^2 .

4 DESENVOLVIMENTO DE MODELOS MULTI-CORPOS DA ORELHA MÉDIA

Com o objetivo de reduzir o custo computacional envolvido na análise por elementos finitos e estudar a dinâmica da orelha média (OM) de forma simplificada, optou-se pelo desenvolvimento de modelos multi-corpos (MC), sendo esse descrito no presente capítulo. Primeiramente, é resumido o método utilizada para o desenvolvimento dos modelos MC partindo do modelo de referência apresentado no Capítulo 3. Após, são descritas cada uma das etapas de redução comparando as respostas em termos de FRFs, formas modais, métodos de correlação e custo computacional.

4.1 MÉTODO UTILIZADO

O método utilizado para o desenvolvimento dos modelos MC da OM é resumido na Fig. 4.1. Inicialmente o modelo EF de Lobato (2018), desenvolvido no COMSOL é usado como referência. Desse modelo são usadas a geometria, a malha, as condições de contorno e as propriedades mecânicas. Além disso, é mudada a análise física do modelo para a dinâmica de sistemas MC, definido no COMSOL como *Multibody system dynamics*. Essa abordagem implica na aplicação do equacionamento multi-corpos para componentes flexíveis da Eq. 2.8, obtendo um modelo MC flexível.

Seguidamente os domínios correspondentes aos ossículos são considerados como corpos rígidos, obtendo o primeiro modelo MC parcialmente rígido, utilizado como base para as próximas simplificações. Posteriormente os ligamentos e tendões (AML, LML, PIL, ST e TT) são substituídos individualmente por elementos concentrados de mola-amortecedor, analisando a influência da rigidez dos elementos nas respostas dinâmicas do modelo. Do mesmo modo as juntas (IMJ, ISJ e SVJ) são substituídas por juntas cinemáticas com diferentes graus de liberdade (GLs) (ver Apêndice C). Finalmente, todas as simplificações são implementadas em conjunto, obtendo diferentes modelos MC reduzidos, nos quais é possível analisar os movimentos principais da OM.

As FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ dos diferentes modelos MC são comparadas às respostas do modelo EF de referência e, posteriormente, com as respostas do modelo MC parcialmente rígido. Além disso, são contrasta-

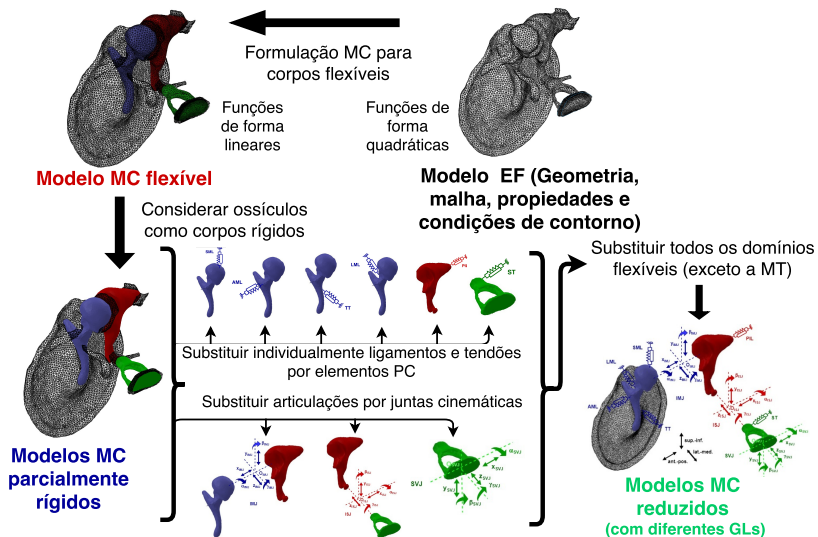


Figura 4.1: Método de desenvolvimento de modelos multi-corpos de orelha média.

dos os resultados da análise modal numérica dos modelo EF e dos modelos MC como as frequências naturais e as formas modais. As formas modais são comparadas através do método de correlação **MAC** (*Modal assurance criterion*) (ver Apêndice B.1.8). O método de correlação **MAC** tem sido usado anteriormente para avaliar a redução de um modelo EF para modelo MC (MCGOWAN et al., 1992; KOUTSOVASILIS; BEITELSCHMIDT, 2008). De maneira similar as respostas dos modelos no domínio da frequência são comparadas com o método de correlação **FRAC** (*Frequency response assurance criterion*) (ver Apêndice B.1.8).

Para garantir que o número de GLs considerados na definição das formas modais e FRFs medidas nos modelos comparados seja o suficiente, é realizado o cálculo do **AutoMAC** (ver Apêndice B.1.8), inicialmente para o modelo EF.

Desse modo, são definidos dois conjuntos de pontos: o primeiro inclui 30 pontos distribuídos na MT, e o segundo outros 30 pontos distribuídos na CO. Para cada ponto, são medidas as respostas nas 3 direções no espaço (x , y e z). Não existem pontos nos ligamentos e juntas, pois serão substituídos nas seguintes reduções. O objetivo é selecionar o conjunto de pontos para os quais, na matriz

AutoMAC formada, existam menos zeros fora da diagonal (valores menores que 0,2), e valores próximos de 1 na diagonal (valores maiores que 0,8) (EWINS, 2000)).

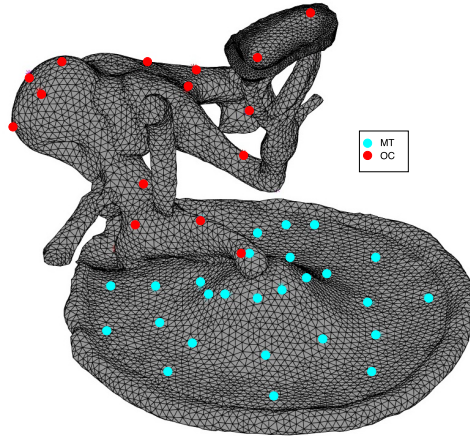


Figura 4.2: Conjuntos de pontos para medição de formas modais e FRFs na cadeia ossicular e na membrana timpânica.

Os valores **AutoMAC** são calculados para as 10 primeiras formas modais, considerando unicamente os pontos na CO (Fig. 4.3a), e os pontos na CO e a MT (Fig. 4.3b).

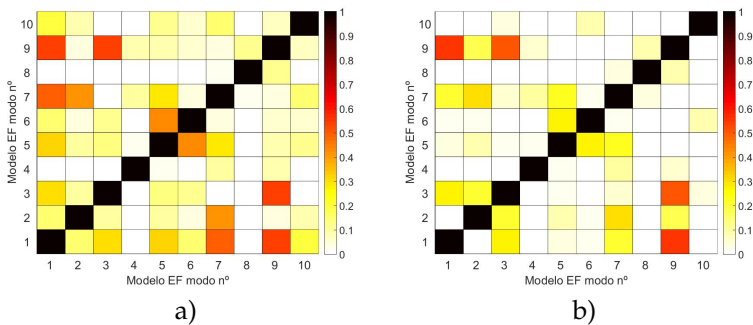


Figura 4.3: Comparação de matriz **AutoMAC** do modelo EF para dois conjuntos de pontos: a) unicamente pontos na cadeia ossicular e; b) pontos na cadeia ossicular e na membrana timpânica.

Pode-se observar que quando são medidas as respostas nos pontos na CO e a MT, existem menos não-zeros fora da diagonal do que quando são medidas respostas nos pontos exclusivamente na CO. No entanto, existem valores de correlação próxima de 0,5 entre os modos 1 e 9, e os modos 3 e 9 (Fig. 4.3b). Contudo, avalia-se que o conjunto de pontos na CO e a MT é suficiente para realizar as próximas comparações através do **MAC**.

Do mesmo modo, é calculado **AutoFRAC** para as respostas no domínio da frequência medida nos pontos na CO (Fig. 4.3a), e para os pontos da OC e MT em conjunto (Fig. 4.3b). Neste caso são observados com mais detalhe os valores na diagonal da matriz formada ¹.

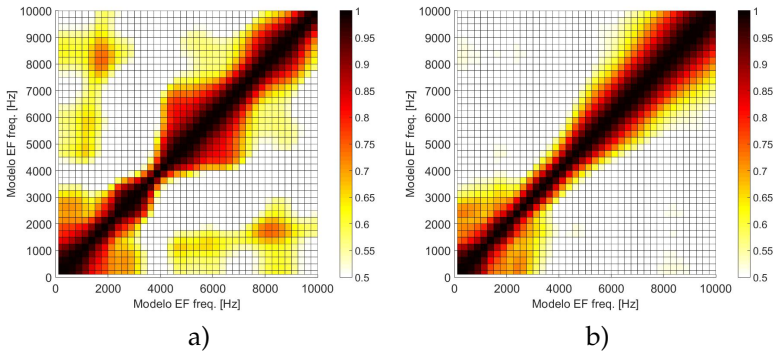


Figura 4.4: Comparação de matriz **AutoFRAC** do modelo EF para dois conjuntos de pontos: a) unicamente pontos na cadeia ossicular e; b) pontos na cadeia ossicular e na membrana timpânica.

É possível observar que a matriz de **AutoFRAC** calculada considerando o conjunto completo de pontos na OM apresenta uma menor quantidade de valores menores que 0,5 fora da diagonal. Apesar de apresentar valores próximos de 0,7 em frequências até 2 kHz, o número de pontos medidos é suficiente para realizar as comparações subsequentes.

¹A escala de cores foi modificada pois existem mais valores de **FRAC** próximos de 1 fora da diagonal (ver Apêndice B.1.8).

4.2 MODELOS MULTI-CORPOS FLEXÍVEL E PARCIALMENTE RÍGIDO

Como mencionado anteriormente, o modelo MC flexível é desenvolvido a partir da mudança de análise de *Solid mechanics* (utilizada para o modelo EF) para *Multibody system dynamics*, aplicando o equacionamento MC para corpos flexíveis. Entretanto, para o modelo MC parcialmente rígido os domínios correspondentes aos ossículos são considerados rígidos. A comparação das FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ dos modelos EF, MC flexível e MC parcialmente rígido, é mostrada na Fig. 4.5.

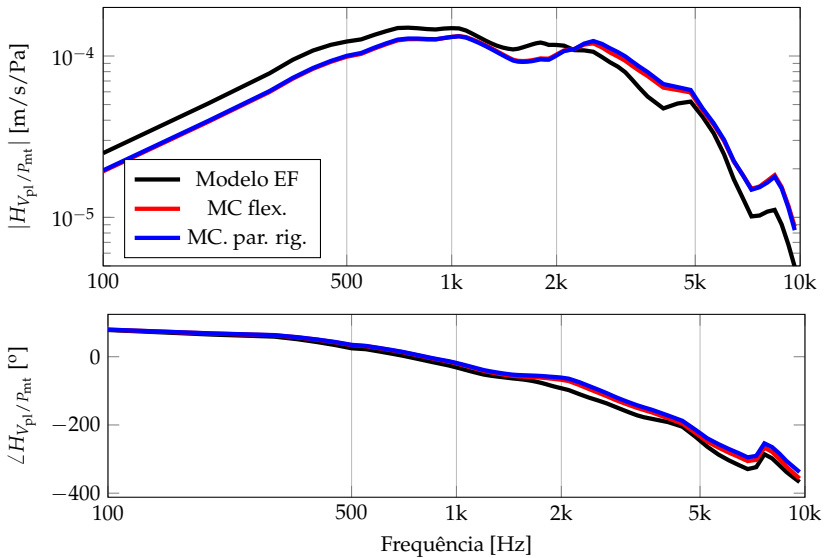


Figura 4.5: Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ modelos EF, MC flexível e MC parcialmente rígido.

É observada uma redução na magnitude da FRF dos modelos MC de aproximadamente 5 dB em frequências até 3 kHz com relação à resposta do modelo EF, possivelmente devido ao aumento da rigidez. Em frequências acima de 3 kHz, há um aumento variável da magnitude da FRF. Também é possível observar que existe uma pequena diferença entre as magnitudes das FRFs dos MCs flexível e parcialmente rígido acima de 3 kHz.

Na Tabela 4.1 são comparadas as frequências naturais obtidas da análise modal numérica para os modelos EF, MC flexível e parcialmente rígido. É constatado que as frequências naturais dos modelos MC são 10-20% maiores do que as do modelo EF, com exceção do terceiro modo no qual o aumento é de 30%, suportando à suposição do aumento de rigidez nos modelos MC.

Tabela 4.1: Comparação de frequências naturais (em Hz) do modelo EF e modelos MC flexível e parcialmente rígido.

Modelo/Modo	1	2	3	4	5
EF	873	1051	1415	1812	1926
MC flexível	1119	1198	1990	2016	2120
MC par. rig.	1121	1205	1991	2012	2120

A correlação das formas modais entre os modelos EF vs. MC flexível e MC flexível vs. MC parcialmente rígido são apresentadas na matriz de valores **MAC** da Fig. 4.6. É observado que existe uma boa correlação dos primeiros 4 modos entre os modelos EF e MC flexível. O quinto modo do modelo EF, relacionado com a deformação do SAL (Fig. 3.9), corresponde ao sexto modo do modelo MC flexível. Outrossim, o nono modo do modelo EF, relacionado com a deformação do TT, corresponde ao quinto modo do modelo MC flexível. Os demais modos, correspondentes à MT, apresentam baixa correlação. Por outro lado, comparando os modelos MC flexível e parcialmente rígido, é observada uma boa correlação dos modos, indicando que os ossículos podem ser considerados como corpos rígidos na análise de movimentos da OM. A análise das FRFs também sustenta essa afirmação.

Pode-se observar que a maior diferença nas respostas dinâmicas recai em estruturas flexíveis como a MT, o SAL e o TT, as quais, possivelmente aumentam sua rigidez na mudança de EF para MC. Esta mudança é devida principalmente às funções de forma usadas pelo *software* COMSOL, como mostrado na Fig. 4.7. Enquanto a análise EF usa funções de segunda ordem, priorizando a análise de deformações, a dinâmica de sistemas MC no COMSOL usa funções de forma de primeira ordem para manter um menor número de graus de liberdade, priorizando a análise de movimentos. Além disso, o equacionamento para sistemas MC flexíveis com funções de forma lineares, permite focar no movimento do corpo rígido, nos casos em que não exista deformação considerável (SHABANA, 2013).

Adicionalmente, foram calculadas as matrizes **FRAC**, compa-

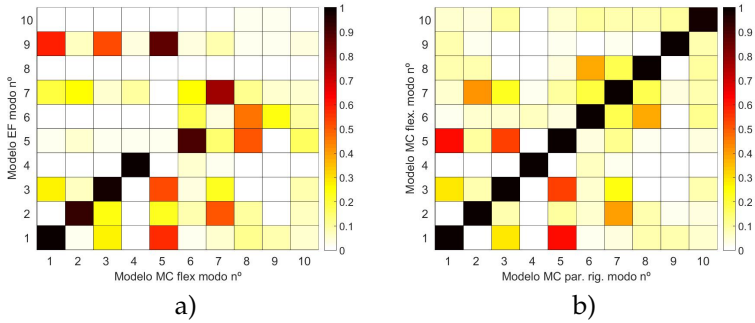


Figura 4.6: Comparação das matrizes **MAC**. a) Modelo EF e MC flexível e; b) modelo MC flexível e MC parcialmente rígido.

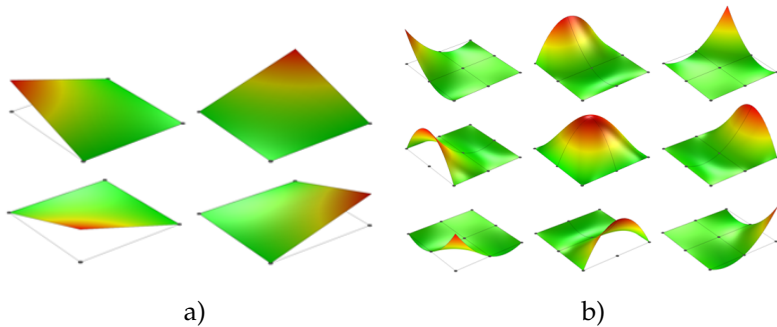


Figura 4.7: Esquema das funções de forma usadas pelo COMSOL. a) Funções de primeira ordem ou lineares usadas nos modelos MC e; b) funções de segunda ordem ou quadráticas usadas nos modelos EF.

rando os modelo EF e MC. É possível observar um resultado similar à análise das FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$, sendo que existe uma boa correlação das respostas dos modelos EF e MC flexível até a frequência de 3 kHz. Ademais, as respostas dos modelos MC flexível e parcialmente rígido estão perfeitamente correlacionadas em toda a faixa de frequência de 100 Hz até 10 kHz.

As diferenças entre os modelos EF e MCs estão principalmente nas estruturas flexíveis, como a MT e o SAL, sem influência da CO. Portanto, o modelo MC parcialmente rígido será utilizado como referência para as próximas simplificações.

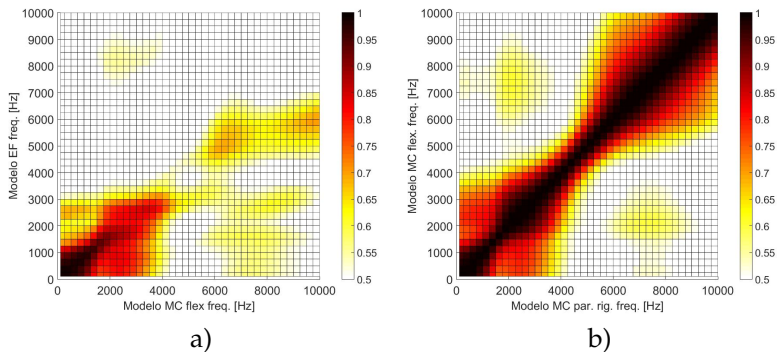


Figura 4.8: Comparação das matrizes **FRAC**. a) Modelo EF e MC flexível e; b) modelo MC flexível e MC parcialmente rígido.

4.3 SUBSTITUIÇÃO DOS LIGAMENTOS E TENDÕES

A seguinte etapa na redução do modelo MC da OM é a substituição dos ligamentos e tendões por elementos concentrados de mola-amortecedor no modelo MC parcialmente rígido. Os valores de rigidez de mola k são calculados de maneira similar à definição do SML na Seção 3.1, usando a Eq. 3.1, e considerando uma seção retangular. O modelo de amortecimento proporcional foi utilizado onde $\beta_p = 7.5 \cdot 10^{-5}$. As dimensões aproximadas (L e A) e a propriedades mecânica (E) são obtidas do modelo de referência EF. Cabe mencionar que a modelagem dos ligamentos/tendões como elementos concentrados considera suas massas como desprezíveis. Adicionalmente, são consideradas outras propriedades e dimensões encontradas na literatura (KOIKE et al., 2002; CHENG, 2007; CHENG; GAN, 2007, 2008a, 2008b), definindo limites inferiores e superiores. Essa análise é feita a fim de estudar o efeito que cada ligamento/tendão exerce, individualmente, sobre a $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$, comparando com os resultados experimentais reportados na literatura.

4.3.1 Ligamentos superior e lateral do martelo (SML e LML)

Mesmo que o valor de k para o ligamento SML tenha sido definido para o modelo de referência, foi analisada sua influência na

$|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ do modelo MC parcialmente rígido, como pode ser visto na Fig. 4.9a).

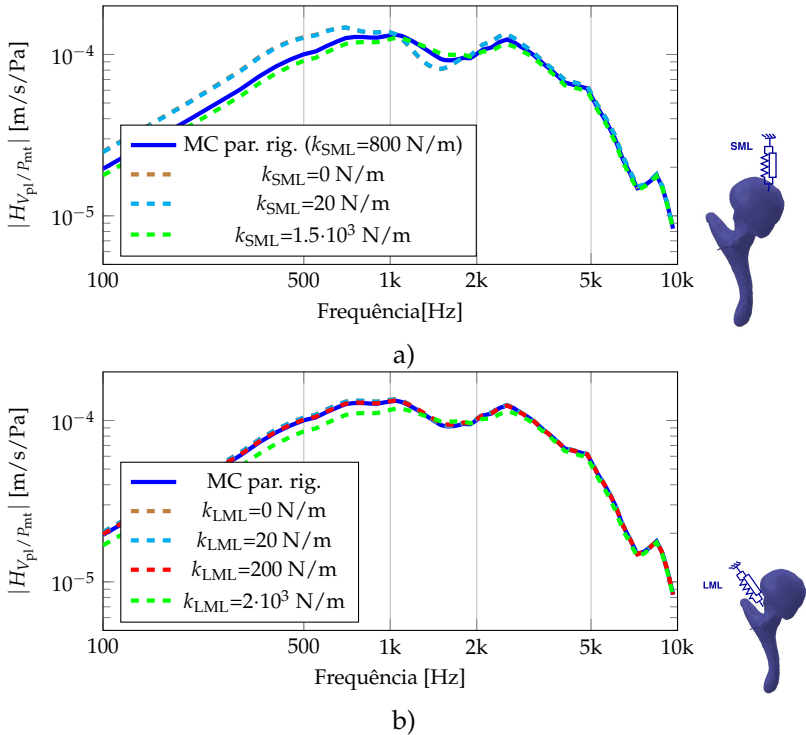


Figura 4.9: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez do SML e LML. a) k_{SML} e; b) k_{LML} .

É observado que a ausência do SML ($k_{SML} \approx 0$ N/m) aumenta a resposta na faixa e frequência de 100 Hz até 1 kHz, devido, principalmente, à diminuição da rigidez do sistema. Além disso, é observada uma redução na resposta entre 1 e 2 kHz, o que poderia estar relacionado com a restrição na rotação do conjunto martelo-bigorna. Estas observações diferem dos resultados experimentais reportados em Gan et al. (2006), que indicam que a remoção do SML não tem efeito na transmissão sonora em toda a faixa de frequência analisada (100 Hz a 10 kHz).

As respostas para diferentes constantes de mola do LML são mostradas na Fig. 4.9b). É possível observar que a ausência do LML

não causa um maior efeito na $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$, enquanto o aumento na sua rigidez reduz as respostas em frequências até 1 kHz. Os mesmos resultados foram observados experimentalmente na literatura e reportados em Gan et al. (2006).

4.3.2 Ligamentos anterior do martelo e posterior da bigorna (AML e PIL)

A influência da rigidez do AML e do PIL na transmissão do som é mostrada na Fig. 4.10. Estes dois ligamentos são comumente indicados como os extremos de um eixo imaginário ao redor do qual o conjunto martelo-bigorna gira, para permitir o movimento de pistão do estribo (HÜTTENBRINK, 2001; FERRAZZINI, 2003; VOLANDRI et al., 2012).

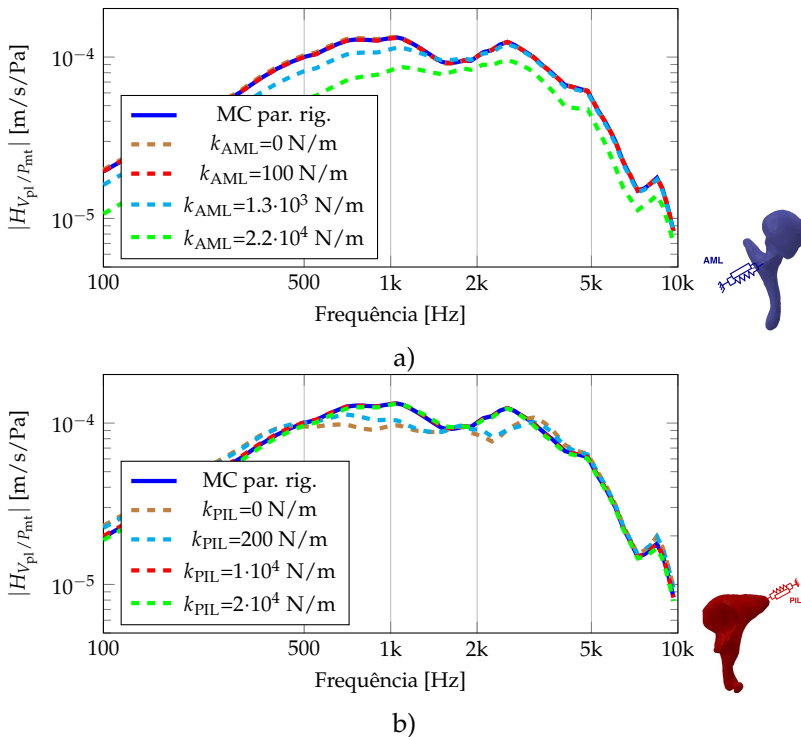


Figura 4.10: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez do AML e o PIL. a) k_{AML} e; b) k_{PIL} .

É verificado que a ausência do AML não causa um efeito considerável na resposta, similar ao que fora observado para o LML. No entanto, o aumento da rigidez do AML reduz a resposta em toda a faixa de frequência, como observado experimentalmente em outros trabalhos (RAVICZ et al., 2004; DAI et al., 2007). Também é observado que a ausência do PIL causa a diminuição da resposta numa faixa entre 400 Hz e 4 kHz, além da aparição de ressonâncias nessa faixa de frequência. Estas ressonâncias podem estar relacionadas com movimentos rotacionais da bigorna que apareceriam diante a remoção do suporte na cavidade da OM que normalmente oferece o PIL. Esta observação difere de resultados experimentais reportados na literatura (RAVICZ et al., 2004; GAN et al., 2006; NAKAJIMA et al., 2005), que mostraram que a remoção do PIL não afeta a resposta consideravelmente. Adicionalmente é constatado que o aumento da rigidez do PIL tem um efeito pequeno na resposta .

4.3.3 Tendões tensor timpânico e estapedial (TT e ST)

A influência da variação da rigidez dos tendões ST e TT na $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ é mostrado na Fig. 4.11. Esses dois tendões estão relacionados com o reflexo acústico (HÜTTENBRINK, 2001; MØLLER, 2006; ZORZETTO, 2012).

É possível observar que enquanto a ausência do TT aumenta a resposta abaixo de 1 kHz, a ausência do ST não tem efeito considerável na resposta. O aumento de rigidez desses dois tendões reduz a resposta em toda a faixa de frequência, sendo que pro ST, a redução é maior em frequências até 2 kHz. Essa redução é inclusive maior que para os ligamentos, sendo que os tendões TT e ST estão relacionados com o reflexo acústico. Essa redução na resposta, consequência do aumento da rigidez do sistema da OM, também foi observada experimentalmente em Gan et al. (2006).

4.4 SUBSTITUIÇÃO DAS JUNTAS

A seguinte etapa na redução do modelo consiste na substituição das juntas por juntas cinemáticas com diferentes constantes de mola e diferentes GLs. Ao contrário dos ligamentos e tendões, o cálculo dos parâmetros das juntas (rigidezes translacionais e rotacionais) é um processo de maior complexidade, no qual existem poucas informações

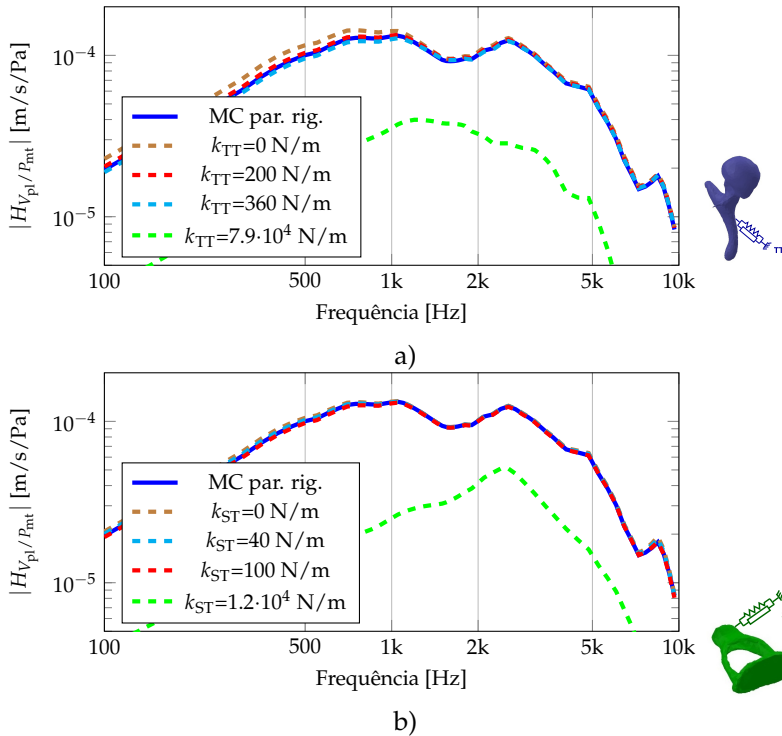


Figura 4.11: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez do TT e o ST. a) k_{TT} e; b) k_{ST} .

experimentais, como as dimensões das juntas e a escassez de dados acerca de suas propriedades mecânicas (IHRLE et al., 2017).

Por serem estruturas mais complexas do que os ligamentos, o cálculo da rigidez das juntas pela lei de Hooke não seria o método mais adequado para determinar os parâmetros, mas podem servir como referência para realizar ajustes posteriores. A constante de mola rotacional, $k_r = T/\theta$, é estimada medindo o ângulo θ quando aplicado um momento de torção T . Além disso, o foco na redução das juntas é analisar os movimentos relativos entre os ossículos. São consideradas as mesmas constantes de mola com amortecimento proporcional nas 3 direções de movimento translacional (x , y , z), e rotacional (α , β , γ). Além do mais, as respostas obtidas com as constantes definidas, são comparadas com respostas obtidas definindo outras constantes reportadas para outros modelos MCs (VOLANDRI et al., 2012; BÖHNKE et al.,

2013).

4.4.1 Junta incudomaleolar (IMJ)

Um esquema dos GLs na IMJ é mostrado na Fig. 4.12. Primeiramente são calculadas as constantes de mola para uma junta cinemática de 6 GLs, sendo que a constante de mola translacional é $k_{IMJ}=1 \cdot 10^4$ N/m, e a constante de mola rotacional de $k_{IMJ,r}=0,2$ N·m/rad. A resposta obtida com os valores calculados difere da resposta do modelo MC parcialmente rígido em frequências entre 2 e 5 kHz. As respostas de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ para diferentes valores de rigidez translacional e rotacional na IMJ são mostradas na Fig. 4.13, incluindo também translação fixa e rotação flexível ($k \approx \infty$), translação flexível e rotação fixa ($k_r \approx \infty$), e rotação livre ($k_r = 0$).

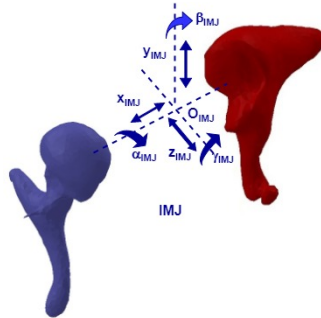


Figura 4.12: Esquema dos graus de liberdade translacionais ($x_{IMJ}, y_{IMJ}, z_{IMJ}$) e rotacionais ($\alpha_{IMJ}, \beta_{IMJ}, \gamma_{IMJ}$) na IMJ.

É observada uma pequena diferença na resposta de magnitude de FRF, principalmente na faixa de frequência entre 2 e 5 kHz, se os graus de liberdade rotacionais ($\alpha_{IMJ}, \beta_{IMJ}, \gamma_{IMJ}$), ou translacionais ($x_{IMJ}, y_{IMJ}, z_{IMJ}$) são restritos (Fig. 4.13a). Sendo assim, a IMJ pode ser considerada uma junta pouco flexível como indicado em outros trabalhos (HÜTTENBRINK, 2001; VOLANDRI et al., 2012). Também é observado que quando a rigidez translacional é menor do que o valor de referência, a resposta diminui acima de 2 kHz (Fig. 4.13b). Este resultado também foi observado experimentalmente por Willi et al. (2002), sendo que os autores investigaram o deslizamento da IMJ em função da idade. Se a rigidez rotacional for desconsiderada $k_{IMJ,r} \approx 0$, a mag-

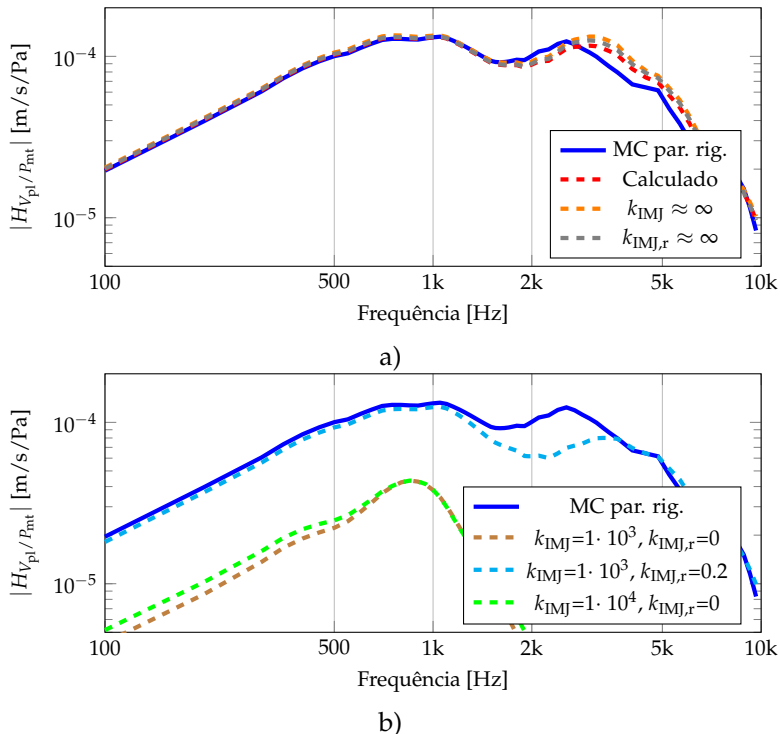


Figura 4.13: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez na IMJ.

nitidade da resposta cai em toda a faixa de frequência de 100 Hz até 1 kHz (Fig. 4.13b). Por conseguinte, neste caso, a rigidez rotacional tem maior influência para a transmissão de energia vibratória do martelo à bigorna.

4.4.2 Junta incudostepial (ISJ)

Os GLs na ISJ são mostrados no esquema da Fig. 4.14. Para a ISJ foram calculados os valores de rigidez translacional $k_{ISJ}=1 \cdot 10^4$ N/m, e rigidez rotacional de $k_{ISJ,r} = 5 \cdot 10^{-4}$ N·m/rad. A resposta obtida com os valores calculados não difere consideravelmente da resposta do modelo MC parcialmente rígido. As respostas obtidas quando são

considerados diferentes constantes de mola translacional e rotacional na ISJ são mostradas na Fig. 4.15, incluindo também translação fixa e rotação flexível ($k \approx \infty$), translação flexível e rotação fixa ($k_r \approx \infty$), e rotação livre ($k_r = 0$).

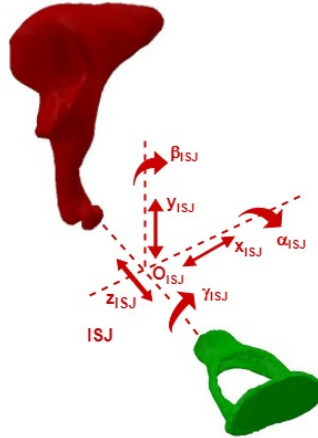


Figura 4.14: Esquema dos graus de liberdade translacionais ($x_{ISJ}, y_{ISJ}, z_{ISJ}$) e rotacionais ($\alpha_{ISJ}, \beta_{ISJ}, \gamma_{ISJ}$) na ISJ.

É possível observar que a rigidez rotacional é muito baixa se comparada à rigidez rotacional da IMJ, sendo que a resposta cai para frequências até 2 kHz quando restringidos os GLS rotacionais (Fig. 4.15a). Por outro lado, a rigidez translacional é comparável com a rigidez translacional da IMJ. Se a rigidez translacional for reduzida, a magnitude da resposta é reduzida acima de 1.5 kHz (Fig. 4.15b). Desse modo, é observado que a ISJ é uma junta mais flexível do que a IMJ, principalmente na rotação relativa dos seus componentes. Essa flexibilidade rotacional, provavelmente, contribui com a adaptação dos movimentos rotacionais da bigorna ao movimento de pistão do estribo (RAVICZ et al., 2004).

4.4.3 Junta estapedio-vestibular (SVJ)

Os graus de liberdade estudados na SVJ são mostrados no esquema da Fig. 4.16. As magnitudes das FRFs $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ resultantes de sistemas com diferentes constantes de mola translacionais e rotacio-

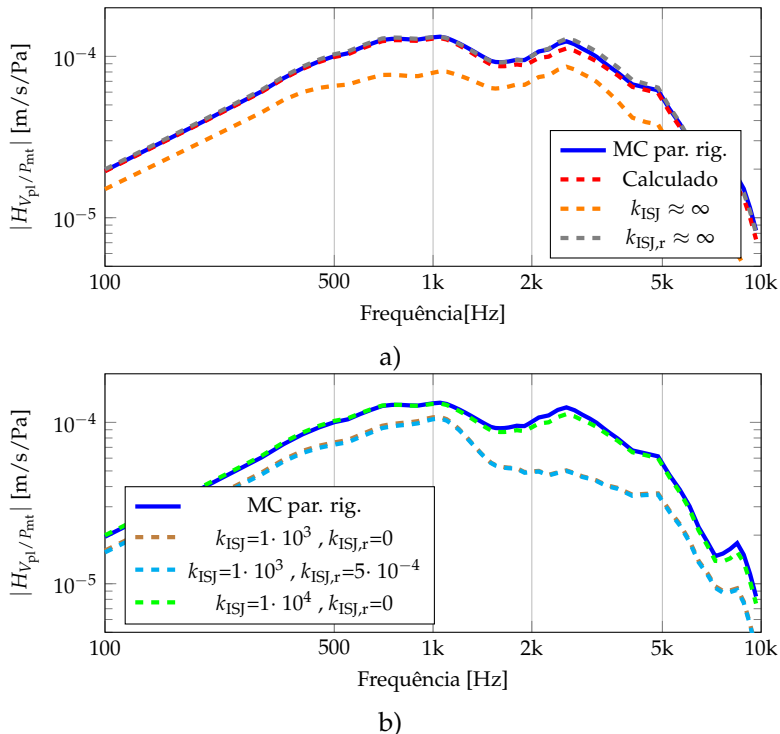


Figura 4.15: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez na ISJ.

nais na SVJ são mostradas na Fig. 4.17. O SAL está considerado no cálculo da rigidez na SVJ, com uma rigidez translacional de $k_{SVJ}=200$ N/m. A rigidez translacional calculada foi aproximadamente nula $k_{SVJ,r}=0$ N·m/rad. A resposta com os valores calculados para uma junta de 6 GLs não tem uma diferença considerável com a resposta do modelo MC parcialmente rígido. A impedância da cóclea é mantida para estudar as constantes de mola na SVJ, depois é substituída por um amortecimento viscoso c_{SVJ} para comparar as repostas obtidas.

É possível verificar que a diminuição de rigidez na SVJ (rigidez do SAL) aumenta levemente a magnitude da resposta até 1 kHz (Fig. 4.17a). O efeito contrário é observado quando se aumenta a rigidez, diminuindo a resposta da magnitude até 1 kHz (Fig. 4.17a). Na prática, o aumento da rigidez na SVJ pode ser observado em casos de osteoesclerose (RAVICZ et al., 2004).

Também é observado que a SVJ pode ser representada com

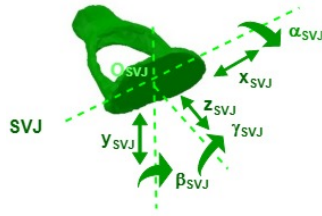


Figura 4.16: Esquema dos graus de liberdade translacionais ($x_{SVJ}, y_{SVJ}, z_{SVJ}$) e rotacionais ($\alpha_{SVJ}, \beta_{SVJ}, \gamma_{SVJ}$) na SVJ.

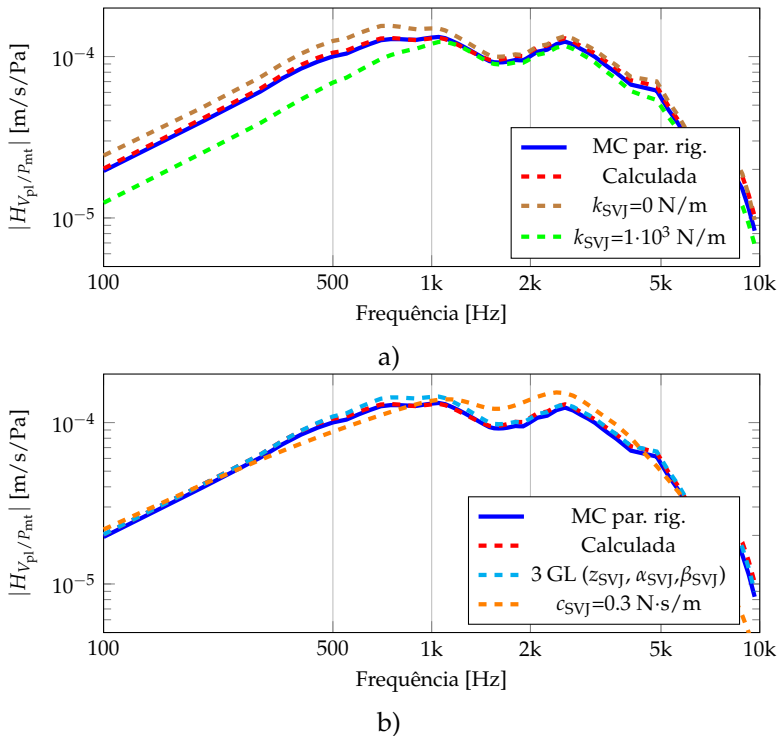


Figura 4.17: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ de modelos MC parcialmente rígidos variando a rigidez na SVJ.

uma junta de 3 GLs: um translacional na direção de movimento de pistão z_{SVJ} (perpendicular ao plano da platina do estribo), e dois rotacionais α_{SVJ} e β_{SVJ} em torno dos eixos paralelos a platina do es-

tribo (Fig. 4.17b). A diferença com uma junta de 6 GLs é pequena próximo de 1 kHz, e pode estar relacionada à alta flexibilidade do SAL comparado às outras estruturas flexíveis da OM. Ao substituir a impedância da cóclea por um amortecimento viscoso, é observado que o aumento no amortecimento afeta a resposta abaixo de 1 kHz (Fig. 4.17b). Também é constatado que a impedância da cóclea afeta a forma da curva da $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$, principalmente acima de 3 kHz.

4.5 MODELOS MULTI-CORPOS REDUZIDOS

Como etapa final, todas as simplificações analisadas individualmente através dos modelos MC parcialmente rígido são implementadas de maneira conjunta, definindo diferentes GLs nas juntas. Dessa maneira, são desenvolvidos diferentes modelos MC reduzidos, como o mostrado na Fig. 4.18 nos quais é possível analisar diferentes GLs nas juntas para estudar os movimentos principais da CO.

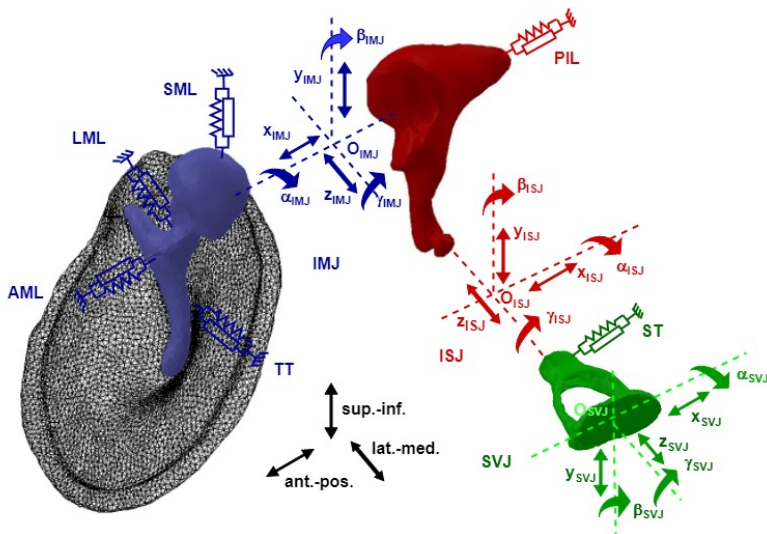


Figura 4.18: Modelo multi-corpos reduzido da orelha média.

Os parâmetros calculados nas seções anteriores para as estruturas flexíveis (com exceção da MT) são descritos na Tabela 4.2. Os parâmetros definidos para o modelo MC reduzido foram calcula-

dos de acordo as geometrias e propriedades mecânicas dos corpos flexíveis do modelo MC parcialmente rígido. também são descritas a faixa de valores calculada com valores encontrados na literatura (KOIKE et al., 2002; CHENG, 2007; CHENG; GAN, 2007, 2008a, 2008b; VOLANDRI et al., 2012; BÖHNKE et al., 2013).

Tabela 4.2: Parâmetros usados no modelo MC reduzido.

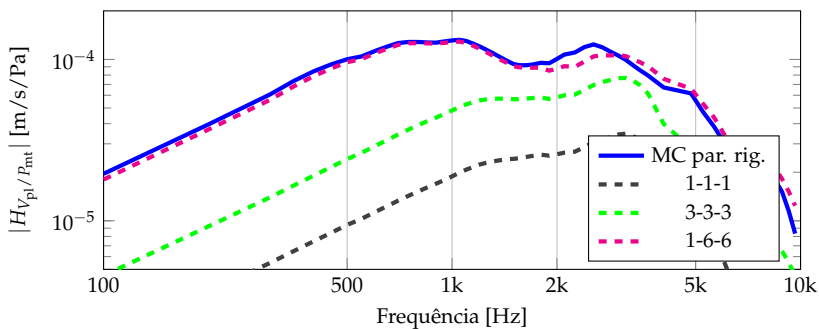
Parâmetro	Faixa de valores da literatura	Valor no modelo
k_{SML} (N/m)	20 - $1,5 \cdot 10^3$	800
k_{LML} (N/m)	20 - $2 \cdot 10^3$	100
k_{AML} (N/m)	$1,3 \cdot 10^3$ - $2,2 \cdot 10^4$	100*
k_{PIL} (N/m)	200 - $2 \cdot 10^4$	$1 \cdot 10^4$
k_{ST} (N/m)	42 - $1,2 \cdot 10^4$	100
k_{TT} (N/m)	364 - $7,9 \cdot 10^4$	200*
k_{SVJ} (N/m)	9 - $2,9 \cdot 10^3$	200
$k_{SVJ,r}$ (N/m)	-	0
c_{SVJ} (N·s/m)	0,02 - 0,89	0,3**
k_{IMJ} (N/m)	$1 \cdot 10^3$ - $8 \cdot 10^4$	$1 \cdot 10^4$
$k_{IMJ,r}$ (N·m/rad)	0,5 - 3	0,2*
k_{ISJ} (N/m)	100 - $1 \cdot 10^3$	$1 \cdot 10^4$ *
$k_{ISJ,r}$ (N·m/rad)	0 - $1 \cdot 10^{-3}$	$5 \cdot 10^{-4}$
β_p	$1 \cdot 10^{-5}$ - $1 \cdot 10^{-4}$	$7,5 \cdot 10^{-5}$

*Fora da faixa pois as dimensões são diferentes na geometria utilizada

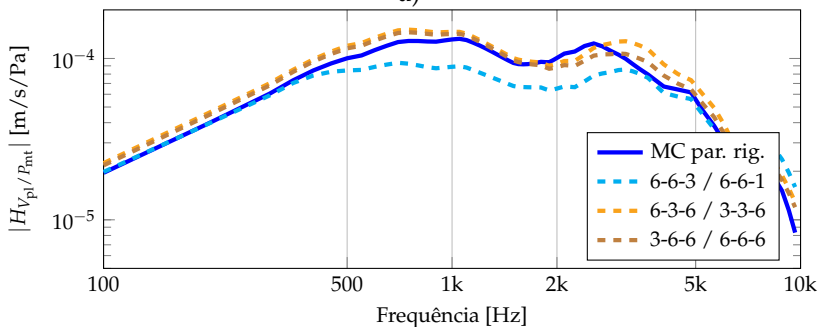
**Unicamente colocado como referência, mantém-se a impedância da cóclea

Dessa maneira, o modelo MC reduzido mantém a MT como corpo elástico, considera os ossículos como corpos rígidos, substitui os ligamentos e tendões por elementos concentrados de mola-amortecedor e as juntas por juntas cinemáticas simples com diferentes GLs. Com o intuito de analisar os principais movimentos da CO, na Fig. 4.19 são apresentadas as magnitudes das FRFs $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ do modelo MC reduzido com diferentes GLs nas juntas. Os números indicados na legenda informam o número de GLs considerados em cada junta colocando primeramente os GLs para a SVJ, depois para a IMJ e

finalmente para a ISJ. Então, quando indicado “1 GL” considera-se unicamente a direção do movimento de pistão do estribo (direção z). Entretanto quando indicado “3 GLs” considera-se o movimento de pistão e duas rotações em torno dos eixos paralelos ao plano da platina do estribo (z, α, β). Por fim, quando indicado “6 GLs” considera-se todas as translações e rotações na junta. Como exemplo, se for especificado um modelo MC reduzido “3-3-6”, significa que são considerados 3 GLs para a SVJ e para a IMJ, e 6 GLs para a ISJ.



a)



b)

Figura 4.19: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ dos modelos MC reduzidos com diferentes GLs nas juntas SVJ-IMJ-ISJ.

É possível observar que a magnitude da resposta é reduzida quando são considerados 1 GL e 3 GLs para as 3 juntas (Fig. 4.19a), razão pela qual os modelos que consideram esses GLs precisam fazer ajustes na rigidez e inclusive na inércia dos componentes para coincidir com os valores experimentais (O’CONNOR; PURIA, 2008; BÖHNKE et al., 2013). Esta diferença também pode ser observada calculando o **MAC** e

o **FRAC** comparando o modelo MC reduzido com o primeiro modelo MC parcialmente rígido (Seção 4.2), como mostrado na Fig. 4.20.

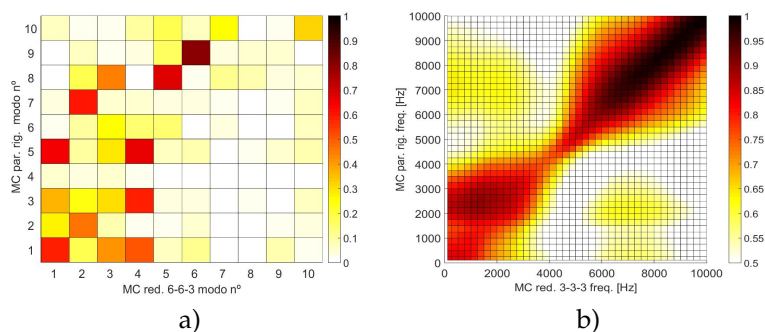


Figura 4.20: Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 3-3-3 por meio das matrizes a) **MAC** e b) **FRAC**.

É possível observar que existe uma baixa correlação, tanto nas formas modais, como nas respostas em frequência, entre os modelos MC parcialmente rígido (Seção 4.2) e o modelo MC reduzido com 3 GLs nas juntas.

Considerando 1 GL ou 3 GLs para a ISJ (Fig. 4.19b), a resposta também é reduzida numa faixa entre 500 Hz e 3 kHz, portanto é necessário considerar a ISJ como uma junta flexível nos 6 GLs. Dessa maneira, a ISJ adapta os movimentos complexos do conjunto martelo-bornina ao movimento translacional de pistão do estribo.

Observa-se na Fig. 4.19 que combinações nas quais a ISJ tem 6 GLs (6-3-6, 3-3-6, 3-6-6 e 6-6-6), a resposta da $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ não é alterada significativamente. Sendo assim, esses modelos podem ser comparados também com o modelo MC parcialmente rígido (Seção 4.2) através dos métodos **MAC** e o **FRAC** conforme mostram as Figuras 4.21, 4.22 e 4.23.

Comparando as formas modais dos modelos MC reduzidos com 6 GLs nas três juntas (6-6-6) e do MC parcialmente rígido (Fig. 4.21a), é observada uma boa correlação para os dois primeiros modos. O terceiro e quarto modo são trocados por causa da rigidez translacional na SVJ que, no modelo MC reduzido, é a mesma em todas as direções. Isto difere no caso do MC parcialmente rígido, em que o SAL é considerado no modelo. As demais formas modais do modelo MC reduzido 6-6-6 estão relacionadas com modos de maior ordem do MC parcialmente rígido, sendo que o quinto modo

desse modelo, correspondente ao deslocamento do TT, não aparece no modelo MC reduzido 6-6-6.

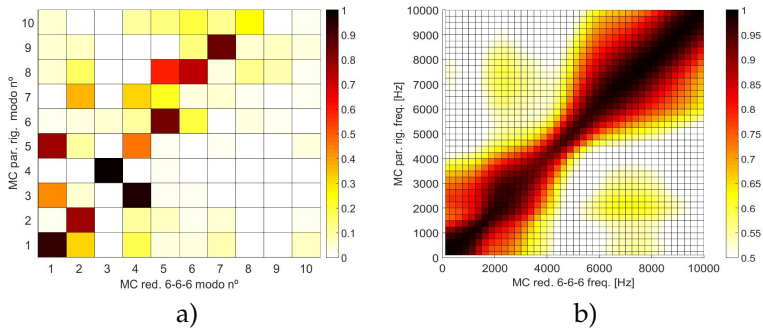


Figura 4.21: Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 6-6-6 por meio das matrizes a) **MAC** e b) **FRAC**.

A comparação das FRFs dos modelos MC reduzido 6-6-6 e MC parcialmente rígido (Fig. 4.21a), por sua vez indica uma boa correlação das respostas em toda a faixa de frequência de 100 Hz até 10 kHz.

Se for considerado 1 GL na SVJ, é obtido o modelo MC reduzido 1-6-6, este comparado em termos de **MAC** e o **FRAC** com o modelo MC parcialmente rígido na Fig. 4.22. É observado que existe uma baixa correlação das formas modais (Fig. 4.22a). As FRFs tem uma correlação aceitável em uma grande faixa de frequência, com exceção de 1 até 2 kHz e de 4 a 5 kHz (Fig. 4.22b).

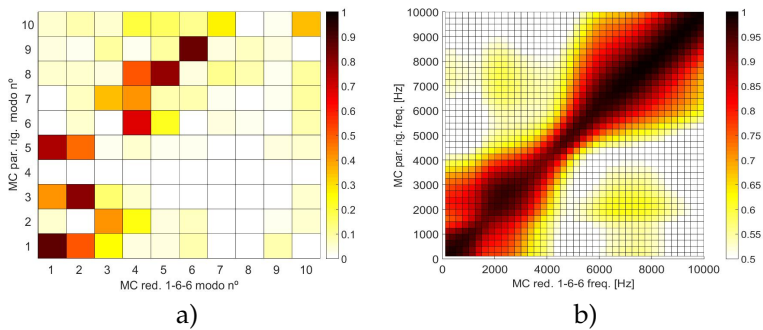


Figura 4.22: Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 1-6-6 por meio das matrizes a) **MAC** e b) **FRAC**.

A comparação do modelo MC reduzido de 6 GLs na ISJ e 3 GLs na IMJ e SVJ (3-3-6) com o modelo MC parcialmente rígido é mostrado na Fig. 4.23. É possível observar que existe uma boa correlação nas primeiras 3 formas modais. A quarta forma modal que corresponde ao movimento anterior-posterior do estribo (perpendicular ao movimento de pistão) com deformação do SAL não aparece no modelo MC reduzido, visto que a junta SVJ de 3 GLs permite unicamente o movimento lateral-medial (movimento de pistão) do estribo.

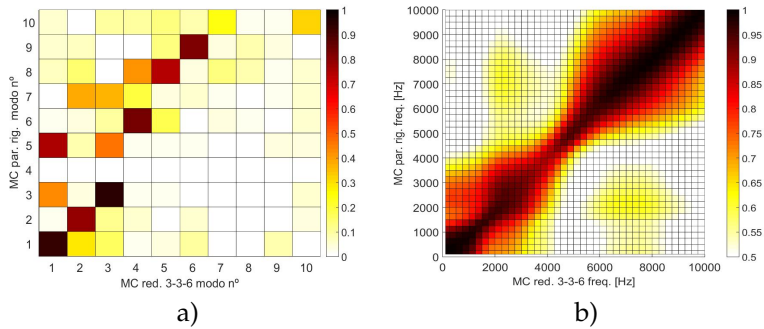


Figura 4.23: Comparação dos modelos MC par. rig. e MC reduzido 3-3-6 por meio das matrizes a) **MAC** e b) **FRAC**.

As demais formas modais do modelo MC reduzido 3-3-6 correspondem ao movimento da MT. As frequências naturais obtidas através da análise modal numérica para o modelo MC reduzido 3-3-6 são comparadas com as frequências naturais dos modelos EF e MC parcialmente rígido na Tabela 4.3. É observada uma diminuição da primeira, terceira e quarta frequência natural, possivelmente devido à redução da rigidez em certas direções das juntas. A segunda e quinta frequência natural, por sua vez, são aumentadas devido ao acréscimo na rigidez da SVJ.

Além do mais, a correlação das FRFs dos modelos MC reduzido 3-3-6 e o MC parcialmente rígido é aceitável, com exceção de uma faixa entre 3 e 5 kHz, onde possivelmente, encontram-se os modos relacionados a outras estruturas flexíveis (SAL e TT). Devido ao interesse da redução do modelo MC foca-se na análise do movimento simplificado na CO, o modelo MC reduzido 3-3-6 pode ser usado para estudar o acoplamento de sensores implantáveis. A Fig. 4.24 mostra a comparação das FRFs do modelo EF de referência, o modelo MC parcialmente rígido e o modelo MC reduzido 3-3-6, observando uma

Tabela 4.3: Comparação das primeiras cinco frequências naturais (em Hz) do modelo EF e modelos MC parcialmente rígido e reduzido 3-3-6.

Modelo/Modo	1	2	3	4	5
EF	850	1043	1399	1468	1586
MC par. rig.	1121	1205	1991	2012	2120
MC red. 3-3-6	1072	1250	1867	1978	3401

diferença aceitável na transmissão do som.

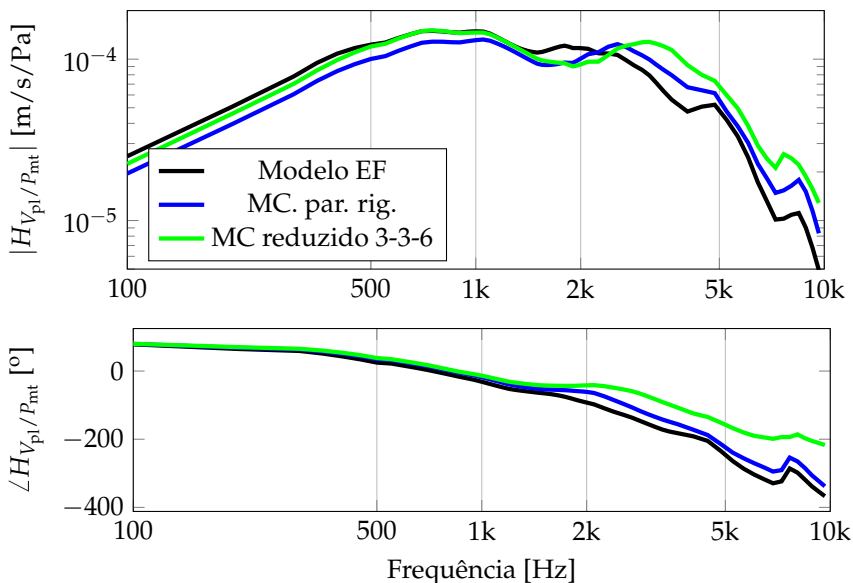


Figura 4.24: Comparação $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ modelos EF, MC parcialmente rígido e MC reduzido 3-3-6

Todavia, são comparados os resultados da $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ ao imobilizar ou tornar totalmente rígidas as juntas ISJ e IMJ, como mostrado na Fig. 4.25. Essa análise foi feita com o intuito de comparar os resultados obtidos com observações experimentais de outros trabalhos (RAVICZ et al., 2004; OFFERGELD et al., 2007; NAKAJIMA et al., 2005), nos quais a análise de GLs comumente estão restritos à imobilização total das juntas.

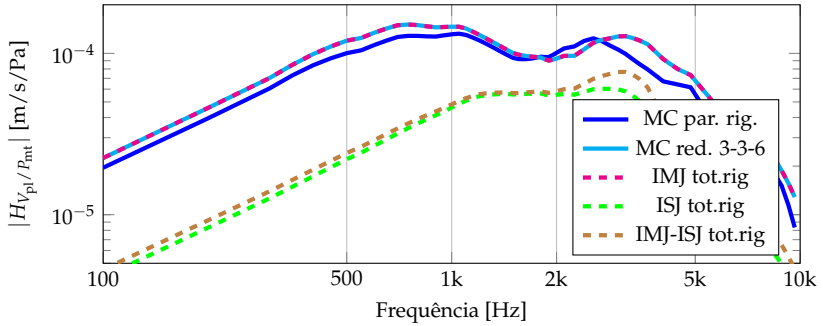


Figura 4.25: Comparação de $|H_{V_{pl}}/P_{mt}|$ de modelos MC reduzidos com IMJ e ISJ totalmente rígidas.

É observado que, tornando a IMJ totalmente rígida, a resposta é similar ao modelo reduzido, com um aumento acima de 3 kHz. Quando a ISJ é imobilizada é obtido um efeito similar à imobilização da ISJ e IMJ conjuntamente, reduzindo a resposta em toda a faixa de frequência, porém com maior magnitude abaixo de 2 kHz. Estas observações demonstram também a importância da flexibilidade da ISJ na transmissão do som e que sua imobilização tem um efeito mais grave que a imobilização da IMJ.

Finalmente, na Tabela 4.4 é comparado o custo computacional, em termos de GLs e tempo de solução t_{sol} , entre os modelos numéricos apresentados. É constatado que o modelo MC reduzido 3-3-6 pode ser uma alternativa válida devido ao seu baixo custo computacional comparado com o modelo EF, e no qual os movimentos principais da OM podem ser analisados de forma simplificada.

Tabela 4.4: Custo computacional dos modelo EF, MC flexível, parcialmente rígido e reduzido 3-3-6, desenvolvidos no COMSOL.

Modelo	GLs	t_{sol} (min)*
EF	455532	134
MC flexível	70776	11
MC par. rig.	49359	8
MC 3-3-6	28503	4

*No computador usado pelo autor

5 ACOPLAMENTO DO SENSOR IMPLANTÁVEL NA ORELHA MÉDIA

No presente capítulo, é proposto, como aplicação do modelo multi-corpos (MC) reduzido da orelha média (OM) descrito no Capítulo 4, a análise do acoplamento de um sensor implantável na OM humana. Primeiramente, são descritas as características principais do sensor a ser implantado. Em seguida, é analisada a forma de acoplamento do sensor no modelo da OM. Por fim, são analisadas potenciais posições para implantação do sensor e métodos para sua fixação na cadeia ossicular (CO).

5.1 DESCRIÇÃO DO SENSOR IMPLANTÁVEL

Como revisado na Seção 2.4, existem várias alternativas de sensores implantáveis, dentre as quais destaca-se o acelerômetro MEMS piezelétrico. Ele se destaca por cumprir de maneira satisfatória requisitos técnicos como: ampla largura de banda, alta sensibilidade, baixo consumo de energia e dimensões que permitem sua implantação.

A dissertação de Gesing (2017) apresentou o desenvolvimento de vários acelerômetros MEMS piezelétricos com diferentes geometrias, configurações e tamanhos. Primeiramente, os sensores foram modelados através do método de elementos finitos (EF) com geometrias parametrizadas. Dessa maneira foi possível realizar a otimização das dimensões (dependendo da configuração) para maximizar o módulo da mínima resposta em carga elétrica e uma maior largura de banda (frequência natural mínima de 10 kHz). As Figs. 5.1a) e b) mostram a configuração de um acelerômetro anular.

Em seguida, foram consideradas algumas características adicionais do projeto e restrições de fabricação, obtendo o projeto mostrado na Fig. 5.1c). O material da base (ou moldura) é composto por silício. O material semi-condutor, por sua vez, é composto por óxido de silício e, por fim, o material piezoelétrico é composto por nitreto de alumínio (AlN). Posteriormente foram fabricados alguns protótipos, como mostrado na Fig. 5.1d) com o objetivo de comparar as respostas em carga $H_{Q_p/A_0}(f) = Q_p(f)/A_0(f)$ dos modelos com resultados experimentais.

Após a análise de resultados foi selecionado o acelerômetro MEMS piezoelétrico anular da Fig. 5.1c) como a melhor opção para

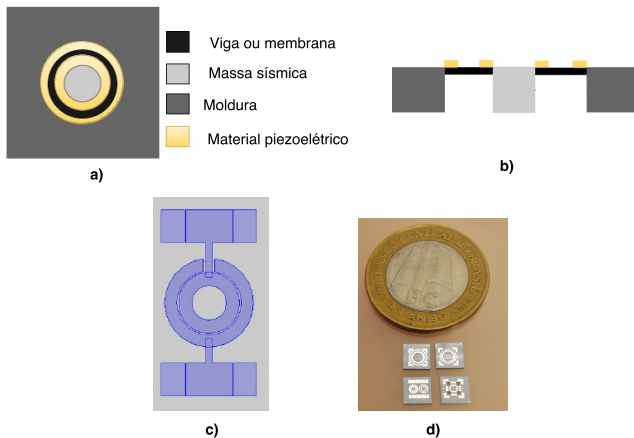


Figura 5.1: Esquema do acelerômetro MEMS piezoeétrico anular a) vista superior com detalhe dos materiais; e b) vista de corte. c) Projeto final do acelerômetro MEMS piezoeétrico anular 2 mm antes da fabricação; e d) fotografia dos diferentes protótipos fabricados.

ser implantado, apresentando as características gerais descritas na Tabela 5.1 (GESING, 2017).

Tabela 5.1: Características gerais do acelerômetro MEMS piezoeétrico desenvolvido por Gesing (2017).

Característica	Valor
Massa sísmica m_s (mg)	0,52
Massa total m_{tot} (mg)	1,95
Resposta em carga H_{Q_p/A_0} (pC/g)	0,04
Frequência natural f_n (kHz)	20
Dimensões (mm)	2×2

Cabe mencionar que as características descritas na Tabela 5.1 não consideram o encapsulamento do sensor, cabeamento elétrico e circuito de amplificação, sendo que esses componentes podem alterar a dimensão total e a massa do sistema.

5.2 ACOPLAMENTO NO MODELO MULTI-CORPOS DA ORELHA MÉDIA

Como estudado no Apêndice D, no caso em que o acelerômetro piezoelétrico funcione em frequências menores do que sua frequência natural ($f \ll f_n$), o deslocamento relativo da massa sísmica D_0 é proporcional a aceleração da moldura A_0 , como mostrado na Eq.D.10.

O deslocamento da massa sísmica envolve uma deformação do diafragma e, portanto, também da camada do material piezoelétrico, a qual, pelo efeito piezoelétrico direto, gera uma carga elétrica Q_p . A resposta de carga $H_{Q_p/A_0}(f) = Q_p(f)/A_0(f)$ numérica e experimental para o sensor selecionado (acelerômetro MEMS piezoelétrico anular de 2 mm) é mostrada na Fig. 5.2.

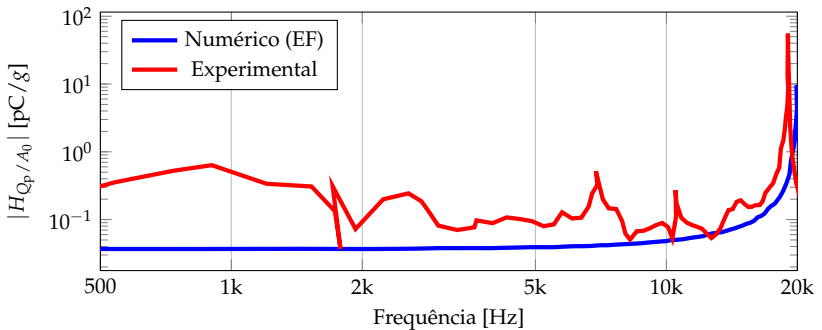


Figura 5.2: Comparação da $|H_{Q_p/A_0}|$ numérico e experimental de um acelerômetro MEMS piezoelétrico anular de 2 mm (GESING, 2017).

É observado que a frequência natural da resposta em carga do acelerômetro está próxima de 20 kHz. Em frequências menores, a resposta em carga é influenciada em maior magnitude pelas características do sensor (rigidez e amortecimento equivalentes) do que pelas características do corpo cuja vibração é medida pelo acelerômetro. Também é observado que na curva experimental aparecem outras ressonâncias em frequências menores a 20 kHz, explicadas pela possível interface não rígida entre o sensor e o corpo, o que implica a aparição de outros modos estruturais (GESING, 2017).

O ruído térmico e o ruído elétrico dependem unicamente das características do sensor e dos componentes do circuito de amplificação. Por outro lado, esses componentes elétricos têm uma

influência mínima na resposta mecânica do sensor, pois tem uma impedância muito menor.

Dessa maneira, se a interface entre o sensor e o corpo vibratório (neste caso um ossículo da OM) for totalmente rígida, o sistema pode ser representado com um acoplamento fraco. Isto significa que a resposta para o acelerômetro MEMS piezoelétrico, seja em carga ou tensão elétrica, pode ser calculada considerando a aceleração no ponto da CO onde o sensor for implantado. Por outro lado, para observar a influência do sensor no sistema mecânico da OM, unicamente são consideradas as características inerciais do sensor. A fim de incluir na análise características como o encapsulamento e cabeamento elétrico, é assumida uma massa total do sensor de $m_{\text{tot}} = 5 \text{ mg}$, e uma rigidez representada como uma mola com $k = 100 \text{ N/m}$, para representar o cabeamento elétrico e aplicada de forma similar aos ligamentos no modelo MC. Esses elementos são considerados no modelo como elementos concentrados de massa e rigidez.

5.3 DEFINIÇÃO DA POSIÇÃO DO SENSOR

A fim de se analisar, de forma genérica, a vibração da CO sem nenhum sensor implantado, na Fig. 5.3 é ilustrada a amplitude da resposta da aceleração $A_m = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$, em 500 Hz, 2 kHz, 4 kHz e 7 kHz. É calculado, primeiramente, o módulo da aceleração A_m para desconsiderar as mudanças de direção que dependem da geometria utilizada no modelo numérico.

É observado que nas frequências analisadas, a resposta na região do umbo (UM) é maior do que nas outras regiões da CO, com exceção de 7 kHz onde a resposta do ramo curto da bigorna (ILP) e do estribo são maiores. Depois do umbo, o ramo curto da bigorna (ILP) é outra região que é sujeita a uma aceleração grande em todas as frequências analisadas. Tanto na região do umbo, como no estribo, é predominante o movimento de translação perpendicular ao plano da platina ou movimento de pistão, analisado anteriormente. A cabeça do martelo (MH) tem uma magnitude de aceleração comparável à do umbo unicamente em 2 kHz, frequência na qual o movimento de rotação predomina sobre a translação.

Devido ao posicionamento do sensor depender, em grande parte, do acesso disponível através da cirurgia (mastoidectomia), como observado na Fig. 5.4a para o osso M2805E, são definidas regiões

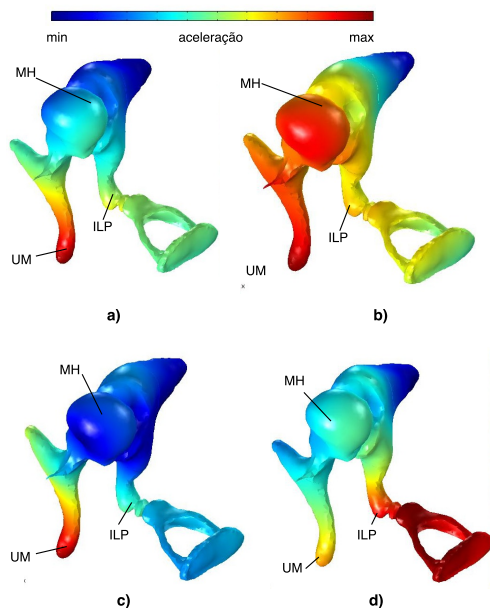


Figura 5.3: Resposta do módulo da aceleração da cadeia ossicular. a) 500 Hz; b) 2 kHz; c) 4 kHz e; d) 7 kHz.

no modelo numérico, para analisar o acoplamento do sensor, como observado na Fig. 5.4b. As regiões definidas são o umbo (UM), os ramos curto longo e a cabeça da bigorna (ISP, ILP e IB), a cabeça do martelo (MH) e a cabeça do estribo (SH). Cabe indicar que as regiões UM, ISP e SH podem não sempre ser acessíveis devido às diferenças anatômicas entre indivíduos. A região do ramo longo da bigorna (ILP) é quase sempre acessível através de cirurgia.

De forma aproximada, a região de menor tamanho é a região UM contida num paralelepípedo de $1,4 \times 1,5 \times 0,6 \text{ mm}^3$ e, por outro lado, a de maior tamanho é o ILP contida num paralelepípedo de $1 \times 3,5 \times 1,7 \text{ mm}^3$ como visto na Fig. 5.5a. Cada região está subdividida em superfícies delimitadas pela malha do modelo numérico, onde o tamanho máximo da aresta é de 2 mm e o mínimo de 0,25 mm. Cabe ressaltar que essa subdivisão permite considerar mudanças de curvatura e depende da geometria utilizada no modelo.

Para cada superfície foi acoplado o sensor, representado por uma massa e uma mola concentrada de $m_{\text{tot}} = 5 \text{ mg}$, e $k = 100 \text{ N/m}$ respetivamente. Além disso, foram calculados a média espacial dos

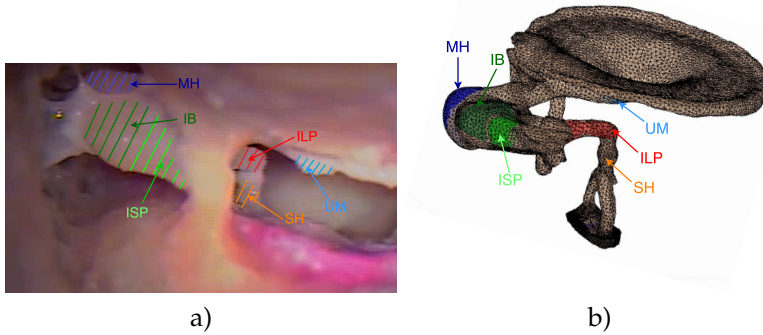


Figura 5.4: Regiões do acesso para implantação do sensor. Umbo (UM), ramos curto, longo e cabeça da bigorna (ISP, ILP e IB), cabeça do martelo (MH) e cabeça do estribo (SH). a) Vista lateral-superior da cadeia ossicular acessível através da mastoidectomia no osso M2805E; b) Vista lateral-superior do modelo multi-corpos.

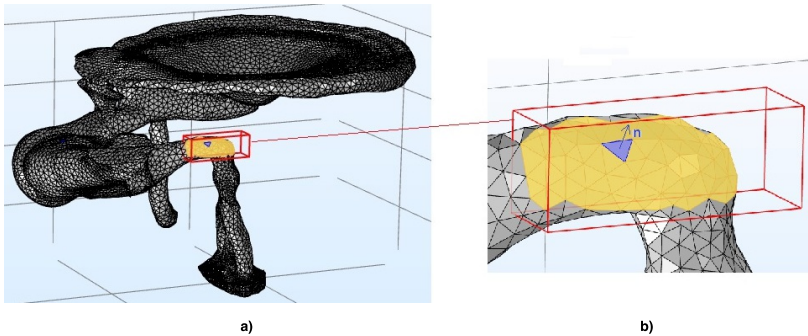


Figura 5.5: Definição das regiões e subdivisão das superfícies no modelo multi-corpos da orelha média. a) Vista lateral-superior com definição da região do ramo longo da bigorna e; vista ampliada do ramo longo da bigorna com sub-divisão da superfície indicando a direção normal.

módulos de aceleração A_m para cada superfície, e com isso obtidas as FRFs do módulo de aceleração vs. pressão sonora na MT $H_{A_m/P_{mt}}$. Os valores máximos para cada região quando acoplado e desacoplado o sensor, considerando um valor médio na faixa de frequência (100 Hz

até 10 kHz), são mostradas na Fig. 5.6.

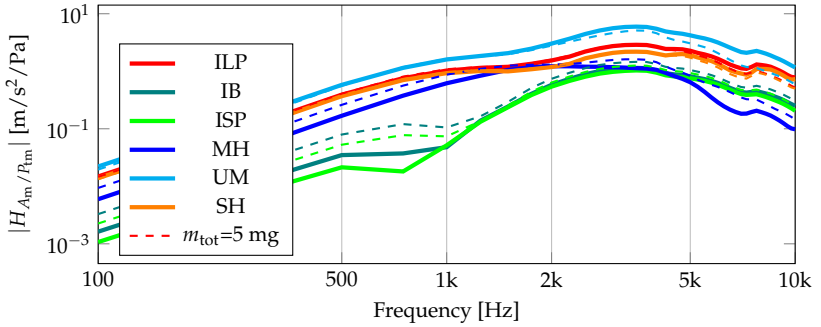


Figura 5.6: Comparação de $|H_{A_m}/P_{mt}|$ máxima em diferentes regiões, sem acoplamento (linhas cheias) e com acoplamento do sensor (linhas pontilhadas).

É possível observar que os pontos de maior aceleração, sem acoplamento do sensor, ao longo da faixa da frequência, são encontrados no umbo (UM), ramo longo da bigorna (ILP) e cabeça do estribo (SH). A aceleração da cabeça do martelo (MH) tem uma magnitude comparável com a magnitude da aceleração do ILP e da SH numa faixa entre 1,5 e 2 kHz. As regiões com menores acelerações são o ramo curto e o corpo da bigorna (ISP e IB), com uma aceleração até 40 dB menor do que nas outras regiões até 3 kHz. Em frequências superiores a 3 kHz, as magnitudes de aceleração do ISP e do IB superam unicamente a magnitude de aceleração na região MH. Considerando o acoplamento do sensor, as magnitudes do módulo da aceleração são reduzidas até 2 dB em frequências superiores a 2 kHz nas regiões ILP, SH e UM. Já no MH, ISP e IB as magnitudes aumentam em até em 10 dB abaixo de 2 kHz devido ao aumento da inércia rotacional nessas regiões. Porém a magnitude não chega a magnitude da aceleração no ILP nem do SH. Não é observada nenhuma mudança considerável por causa da rigidez dos cabos elétricos. Outrossim, os pontos onde foi medida a aceleração máxima mudam com o acoplamento do sensor unicamente nas regiões MH, ISP e IB, deslocando-se no máximo de 0.5 mm.

Com o intuito de observar a influência do acoplamento do sensor na transmissão do som, é analisada a $|H_{V_{pl}}/P_{mt}|$ na Fig. 5.7, quando o sensor é acoplado nas diferentes regiões.

É observado que a maior alteração na $|H_{V_{pl}}/P_{mt}|$ se produz

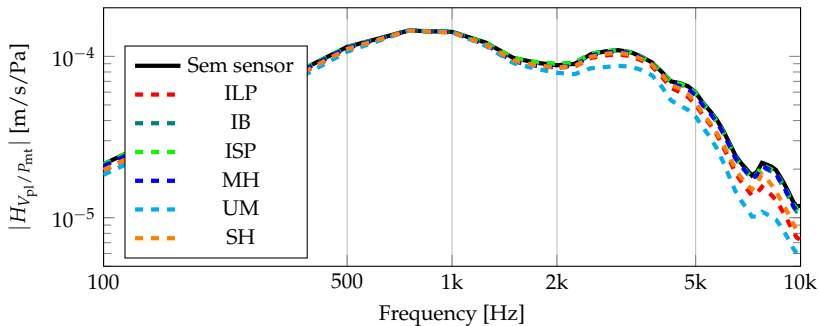


Figura 5.7: Comparação de $|H_{V_{pl}/P_{mt}}|$ sem acoplamento e com acoplamento do sensor em diferentes regiões.

quando o sensor é acoplado no UM, reduzindo a resposta em no máximo 6 dB acima de 2 kHz (influência da massa adicional), e em 2 dB até 1 kHz (influência da rigidez dos cabos). Entretanto, a mudança na resposta da velocidade da platina do estribo não é considerável, apesar da massa acoplada ser, aproximadamente, 18 % da massa do martelo, quase o dobro do limite máximo indicado (10 %).

Como o acelerômetro MEMS piezoelétrico é uniaxial, o mais provável é que seja medida a aceleração na direção normal a superfície $\mathbf{n}(n_x, n_y, n_z)$, como mostrado na Fig. 5.5b, o que vai depender tanto da geometria utilizada no modelo numérico, como da sub-divisão de cada região. Dessa maneira é calculada a aceleração normal em cada superfície $A_n = A_x \cdot n_x + A_y \cdot n_y + A_z \cdot n_z$, e, conseqüentemente, as FRFs de aceleração normal vs. pressão na MT $H_{A_n/P_{mt}}$. Na Fig. 5.8 são mostradas as magnitudes $|H_{A_n/P_{mt}}|$ máximas e mínimas para cada região, considerando uma magnitude média na faixa de frequência (100 Hz até 10 kHz).

A diferença entre magnitudes máximas e mínimas de $|H_{A_n/P_{mt}}|$ variam de 15 a 20 dB, sendo que essa diferença é maior, e quase uniforme, ao longo da faixa de frequência nas regiões ILP, SH e MH. Por outro lado, nas regiões IB e ISP, as respostas são muito similares, sendo que a diferença entre as magnitudes máximas e mínimas aparece acima de 1 kHz. É possível observar também que as posições em que são medidas as magnitudes máximas de aceleração normal e os módulos de aceleração mudam para todas as regiões, com exceção do UM e o ILP, onde a distância entre os pontos onde são medidas as magnitudes de aceleração máxima é de 0,25 mm.

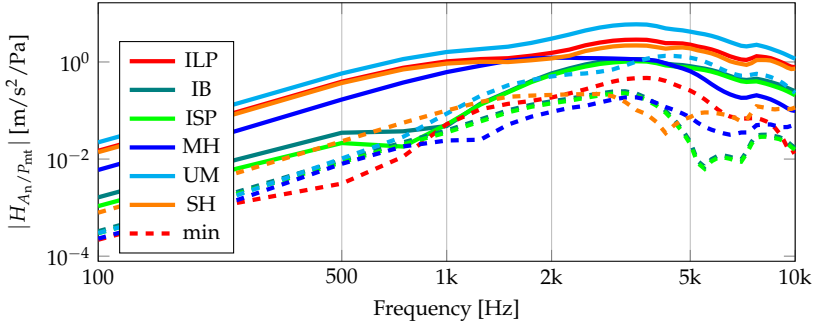


Figura 5.8: Comparação de $|H_{A_n}/P_{mt}|$ máximas (linhas cheias) e mínimas (linhas pontilhadas) em diferentes regiões com acoplamento do sensor.

Para analisar a tolerância espacial para a implantação do sensor, as posições dos pontos onde são obtidas as respostas de aceleração máximas e mínimas são localizados no modelo, como mostrado na Fig. 5.9.

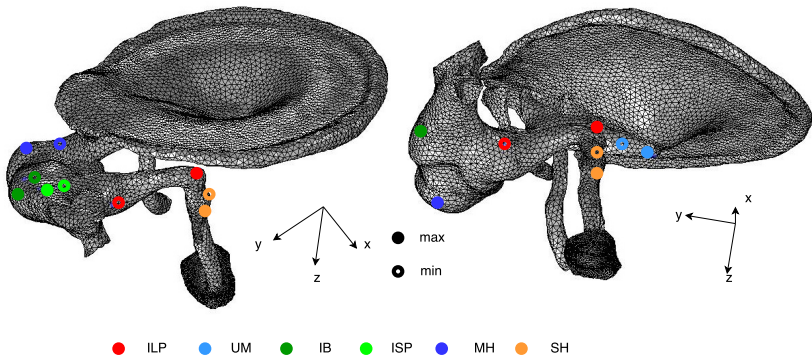


Figura 5.9: Vistas lateral-posterior e medial-inferior do modelo da orelha média com as posições dos pontos de aceleração normal máxima e mínima em cada região definida da cadeia ossicular.

Na Tabela 5.2 são definidas as distâncias Δd entre os pontos de aceleração máxima e mínima em cada região, como também a variação do ângulo das direções normais as superfícies $\Delta \angle$ em torno dos eixos x , y e z .

É constatado que a região com maior tolerância de posicionamento é a o ILP, sendo que a distância entre os pontos que correspon-

Tabela 5.2: Distância entre e variação do ângulo das normais localizados nos pontos de aceleração máxima e mínima em cada região.

Posição	$\bar{\Delta} H_{A_n/P_{mt}} $ (dB)	Δd (mm)	$\Delta\angle_{ny}$ (°)	$\Delta\angle_{nz}$ (°)	$\Delta\angle_{nx}$ (°)
ILP	19,9	3,13	63	-9	-8
IB	15,8	1,38	-3	76	-4
ISP	15,0	0,59	86	80	-1
MH	20,6	1,16	65	-20	-12
UM	15,4	1,20	52	-64	83
SH	20,5	0,52	-80	-12	53

dem à magnitude máxima e mínima de $|H_{A_n/P_{mt}}|$ é de 3,13 mm, maior do que a dimensão máxima do sensor de 2 mm. Essa posição também tem uma maior tolerância referente à variação do ângulo da direção normal, sendo que a direção de mínima aceleração normal está rotacionada aproximadamente 60° com respeito a direção de aceleração normal máxima, que coincide com a direção do movimento de pistão. No caso da região do ILP, a rotação entre as direções de aceleração normal máxima e mínima é mais fácil de distinguir, pois essa região geralmente tem um raio de curvatura menor do que nas regiões MH, IB e ISP. Além disso, as direções das componentes da aceleração não variam consideravelmente na frequência, como no caso da rotação da MH ou do IB.

As regiões com menor tolerância para o posicionamento do sensor são o ISP e a SH, sendo que a distância entre os pontos onde são medidas as magnitudes mínimas e máximas é de, aproximadamente, 0,52 mm. No entanto, na SH, a mudança de ângulo até a direção de movimento de amplitude máxima de vibração (direção de movimento de pistão) é mais fácil de distinguir do que no ISP. Apesar do UM ter uma resposta aceitável de aceleração, e de que tem sido mencionado na literatura para a implantação de sensores de dispositivos auditivos, muitas vezes não é acessível, além de ter um tolerância menor do que o ILP para o posicionamento do sensor.

Se o contato entre a superfície plana do sensor e as superfícies curvas dos ossículos não for ideal, existe a possibilidade de que o eixo de medição da aceleração seja rotacionado com um certo ângulo com respeito à direção da aceleração normal como mostrado na Fig. 5.10.

Devido ao acelerômetro ser uniaxial, existe uma variação na resposta de aceleração medida quando rotacionado o eixo de medição.

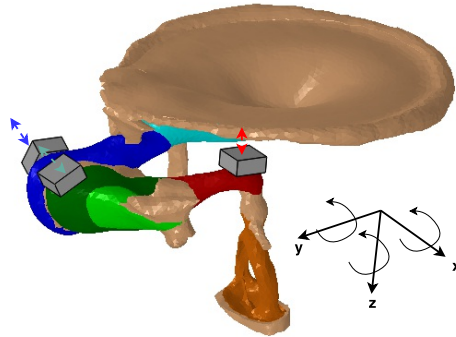


Figura 5.10: Esquema de sensores implantados na CO com as direções de aceleração normal e os ângulos de rotação da direção de medição.

Nesse caso, na Fig. 5.11 são comparadas as respostas de aceleração normal máxima $|H_{A_n/P_{mt}}|$ e as respostas de aceleração se a direção de medição é rotacionada 30° com respeito à direção normal, em torno aos três eixos x , y e z .

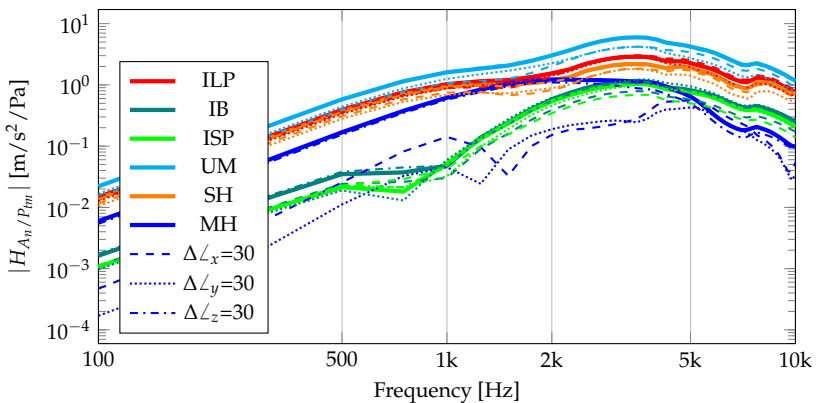


Figura 5.11: Comparação de $|H_{A_n/P_{mt}}|$ máximas em diferentes regiões, e medidas quando o sensor é rotacionado 30° nas três direções.

É possível observar que na maioria das regiões, a rotação de 30° dos eixos de medição da aceleração em torno dos três eixos reduz a resposta em no máximo 5 dB. A única exceção é observada na MH onde a redução pode ser de até 20 dB em frequências até 5 kHz quando existe rotação em torno dos eixos x ou y .

Na Tabela 5.3 são apresentadas outras respostas quando o eixo de medição da aceleração é rotacionado com ângulos de 60° e 90° . É possível observar que o ILP é a região com maior tolerância considerando a rotação dos eixos de medição, unicamente mostrando grandes variações da resposta quando rotacionado 90° em torno dos eixos x ou y . Cabe lembrar que esta rotação é mais evidente na região do ILP, já que os eixos x e y formam um plano perpendicular à direção de movimento do pistão (paralelo à platina do estribo), e onde anatomicamente o extremo inferior do ILP é projetado. Já a MH continua sendo a região com maior variação na resposta por causa da rotação dos eixos de medição e onde é mais difícil observar algum ângulo de rotação devido ao maior raio de curvatura.

Tabela 5.3: Média da diferença da resposta em (dB) quando rotacionado com respeito à direção de aceleração normal máxima.

Posição	$\Delta\angle_x$			$\Delta\angle_y$			$\Delta\angle_z$		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°	30°	60°	90°
ILP	0,9	4,6	21,4	12,8	2,5	29,1	0,1	0,1	0,2
IB	7,4	28,6	2,1	8,8	1,5	39,7	0,5	0,2	0,8
ISP	8,0	33,2	6,8	12,7	1,0	43,7	0,3	0,2	0,3
MH	17,7	18,3	24,5	18,3	21,5	12,4	3,7	12,0	24,5
UM	5,7	19,4	32,9	26,3	7,6	20,9	0,4	0,9	1,3
SH	3,2	10,0	31,7	16,9	5,7	34,7	0,2	0,7	1,4

5.4 ALTERNATIVAS DE FIXAÇÃO

A análise de posicionamento realizada na seção anterior permite contribuir tanto com o posicionamento do sensor, como na seleção de diferentes tecnologias de fixação do sensor na CO. É importante mencionar que tanto as opções do acesso como as respostas obtidas podem variar entre indivíduos. Não obstante, é possível usar as comparações das respostas entre as diferentes regiões para propor diferentes opções de fixação do sensor.

Como revisado na Seção 2.5, existem duas alternativas que são as mais utilizadas, tanto para fixação de sensores, como para outros dispositivos implantáveis na OM: os cimentos que podem ser compostos de materiais cerâmicos ou poliméricos, e os grampos geralmente

compostos de ligas metálicas. As diferentes propostas de fixação podem ser benéficas para o processo de implantação.

Entre as vantagens principais dos cimentos está a de permitir uma maior exatidão na fixação em posições onde a tolerância é pequena, como no caso da MH, IB e ISP. Além disso, a utilização correta do cimento permite um contato direto entre a superfície plana do sensor e as superfícies curvas do ossículo. Esse contato implica também a criação de uma interface rígida que transmite o movimento do ossículo diretamente ao sensor. Não obstante, existem várias desvantagens na utilização do cimento. Se for colocado em excesso, pode-se gerar rotações não previstas nos eixos de medição, que como mostrado, podem reduzir as magnitudes das respostas medidas. A colocação do cimento pode requerer, em certos casos, a preparação das superfícies, o que implica um procedimento adicional. Uma das principais desvantagens é que o sensor fixado com cimento não pode ser removido nem reposicionado com facilidade, pois esses procedimentos podem causar danos em outras estruturas da OM.

Por outro lado, a fixação mecânica através de grampos permite a remoção e o reposicionamento do sensor, se for requerido tal procedimento. Outra vantagem da fixação mecânica é que facilita-se o alinhamento do sensor na direção de medição desejada ao ter mais pontos de apoio entre o grampo e regiões visíveis nos ossículos como a IB, ISP, ILP ou SH (Fig. 2.25). No entanto, a fixação mecânica pode precisar de ferramentas adicionais para garantir o contato do sensor com as superfícies dos ossículos. Se essa pressão adicional para fixar o sensor não for a adequada, pode gerar necrose na região onde o grampo for colocado no ossículo (VERHAEGEN et al., 2012; SCHRAVEN et al., 2014, 2016). Por essa mesma razão, a interface entre o sensor e o ossículo pode não ser totalmente rígida, tendo que considerar GLs adicionais na análise do acoplamento do sensor, como estudado em Wang et al. (2011), Devèze et al. (2013). Também, esse suporte adicional pode restringir certos GLs como no caso da IMJ ou a ISJ o que, como visto na Seção 4, pode afetar na transmissão do som.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

6.1 CONCLUSÕES

O presente trabalho teve como objetivo geral o desenvolvimento de modelos multi-corpos da orelha média (OM) humana, a fim de caracterizar seu comportamento dinâmico e analisar o acoplamento de um sensor implantável para dispositivos auditivos. Como visto no Capítulo 1, a modelagem multi-corpos (MC) foi escolhida como alternativa ao modelo de elementos finitos, pois representa de maneira mais compreensível os movimentos da cadeia ossicular (CO), e, adicionalmente, ter um menor custo computacional comparado com o modelo de elementos finitos (EF). Dessa forma, o modelo MC permite estudar o acoplamento de um sensor implantável para dispositivos auditivos.

No Capítulo 2 foi realizada uma ampla revisão bibliográfica que incluiu, especificamente, detalhes das estruturas da OM. Foram também revisadas algumas abordagens experimentais com o intuito de caracterizar a dinâmica da orelha média, principalmente feitas em ossos temporais (OTs) de cadáveres humanos. Comumente, a resposta dinâmica da OM é caracterizada pela medição da velocidade da platina do estribo em relação a pressão sonora próxima da membrana timpânica (MT), assumindo que a direção principal de movimento é perpendicular à platina do estribo (também conhecido como movimento de pistão). No entanto, existem outros trabalhos que apresentam resultados de medições do padrão de deslocamento da superfície da MT e, inclusive, de movimentos relativos entre os ossículos da CO.

Ainda no Capítulo 2, foram investigados alguns modelos computacionais da OM, dentre os quais encontram-se modelos de menor complexidade como os de parâmetros concentrados (PC) em 1-D, e também aqueles que conseguem representar as complexas estruturas da OM, como os modelos de elementos finitos (EF). Também foram revisados os poucos trabalhos existentes de modelos MC da OM, os quais conseguem representar as geometrias da OM em 3-D com um menor custo computacional e realizar uma análise simplificada dos movimentos relativos entre os ossículos. No entanto, poucos desses modelos MC descrevem os movimentos principais da OM, e nenhum deles analisa a contribuição desses movimentos na transmissão do som.

Por fim, no Capítulo 2, foram apresentadas as alternativas de sensores implantáveis para dispositivos auditivos encontradas na literatura, bem como as abordagens para modelagem do acoplamento entre os sensores e a OM, que alguns casos incluem a análise de fixação do sensor. A maioria desses sensores são implantados na região do umbo usando cimentos para sua implantação.

A descrição do modelo de referência, utilizado posteriormente para o desenvolvimento dos modelos MC da OM, foi realizada no Capítulo 3. Este modelo numérico foi desenvolvido pelo método de elementos finitos (EF) no COMSOL, como parte da dissertação de Lobato (2018). Em vista disso, foram descritas as geometrias utilizadas, as condições de contorno e as propriedades mecânicas consideradas no modelo. Os resultados do deslocamento da superfície da MT foram similares aos resultados experimentais de Cheng et al. (2013), Greef et al. (2014). No entanto, a FRF da velocidade do umbo vs. pressão na MT $H_{V_{um}/P_{mt}}$ do modelo foi de 10 a 20 dB menor do que os resultados experimentais apresentados por Homma et al. (2009), devido possivelmente a diferenças na morfologia e propriedades mecânicas. A magnitude e fase da FRF da velocidade da platina do estribo vs. pressão na MT $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo EF encontraram-se dentro dos limites da distribuição das curvas experimentais do trabalho de Aibara et al. (2001), que mostram uma alta variabilidade entre as curvas individuais.

Continuando no Capítulo 3, foi descrito o procedimento experimental realizado em ossos temporais (OTs) cadavéricos humanos, com o intuito de obter respostas dinâmicas de referência adicionais ao modelo numérico. Os resultados em termos da magnitude das FRFs $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ e $H_{V_{um}/P_{mt}}$ apresentaram uma alta variabilidade entre peças anatômicas, sendo que essa variabilidade também está presente em outros resultados apresentados na literatura (AIBARA et al., 2001). Os resultados em termos da fase das FRFs não foram medidos corretamente porque a caracterização do *probe* não representa sua condição no momento da medição em OTs. Também foram analisadas algumas diferenças metodológicas para melhorar a qualidade da medição. Foi observado um aumento na função coerência em frequências inferiores a 1 kHz quando utilizadas as fitas refletivas, devido ao aumento da reflexão do feixe do laser. Um resultado similar foi observado com a utilização de peças frescas em lugar de peças formolizadas, nas quais o processo de formolização modifica a rigidez das estruturas, além de dificultar a adesão das fitas refletivas.

O desenvolvimento dos modelos MC da OM foi descrito no Capítulo 4. A partir do modelo EF foi obtido, primeiramente, um modelo MC flexível, aplicando o equacionamento MC em todos os domínios definidos para o modelo EF. Foi observada uma redução na magnitude da FRF $H_{V_{pl}/P_{mt}}$ do modelo MC flexível com relação ao modelo EF até 3 kHz, além de um aumento das cinco primeiras frequências naturais, indicando um aumento de rigidez no sistema. No entanto, foi observado uma boa correlação entre as quatro primeiras formas modais. Os demais modos, relacionados com a deformação do ligamento anular estapedial (SAL) e a MT, apresentaram uma baixa correlação. O aumento da rigidez do sistema e a baixa correlação entre alguns modos é explicada pela mudança das funções de forma de quadráticas (usadas no modelo EF) para funções de forma lineares (usadas nos modelos MC). Em seguida, um modelo MC parcialmente rígido foi definido considerando os ossículos como corpos rígidos, cujos resultados no domínio modal e da frequência foram muito similares aos obtidos com o modelo MC flexível.

A seguir, com a redução do modelo MC parcialmente rígido, no Capítulo 4, os ligamentos e tendões foram substituídos por elementos concentrados de mola-amortecedor, analisando as diferenças na $H_{V_{pl}/P_{mt}}$, como consequência da mudança da rigidez, e obtendo boa concordância com a maioria dos resultados experimentais reportados na literatura. Foi observado que o aumento de rigidez diminui a magnitude da resposta em maior medida para os tendões do que para os ligamentos. As juntas foram substituídas por juntas cinemáticas com 6 graus de liberdade (GLs), constatando que a junta incudostapedial (ISJ) é o ponto mais flexível da CO, e que permite a adaptação do movimento complexo do conjunto martelo-bigorna ao movimento de pistão do estribo através da rotação em torno dos três eixos espaciais. Ao final do capítulo foram descritos alguns modelos MC reduzidos nos quais foram implementadas todas as simplificações descritas anteriormente, com diferentes GLs para as juntas. Foi mostrado que,, definindo todos os GLs translacionais e rotacionais (6 GLs) para a ISJ, e 3 GLs (um translacional na direção de movimento de pistão do estribo, e dois rotacionais no plano perpendicular à direção translacional) nas juntas estapedio-vestibular (SVJ) e incudo-maleolar (IMJ), é possível representar a dinâmica da OM. Dessa maneira foi obtido um modelo MC reduzido 3-3-6, cujos resultados em termos das FRFs não diferem consideravelmente dos resultados do modelo MC parcialmente rígido, indicando, inclusive, boa correlação entre as 3 primeiras formas modais.

Finalmente, no Capítulo 5, foi proposta, como aplicação do modelo MC reduzido, a análise do acoplamento de um sensor implantável para dispositivos auditivos, particularmente no que se refere à análise do melhor local para implantação. Como alternativa de sensor implantável, foi descrito o acelerômetro MEMS piezoelétrico, de formato anular e dimensões de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, o qual foi desenvolvido na dissertação de Gesing (2017). Para o acoplamento do sensor no modelo MC da OM foi unicamente considerada sua massa total (5 mg), colocada como massa concentrada, observando que não tem influência considerável quando implantado em qualquer posição da CO. Foram definidas potenciais posições de fixação do sensor, baseadas na acessibilidade cirúrgica, e os níveis de aceleração nessas posições foram comparados. Os resultados mostraram que o ramo longo da bigorna (ILP) é uma região ótima para a implantação do sensor, visto que, além de ser frequentemente acessível através da cirurgia, apresentou níveis de vibração relativamente altos, em relação às demais posições possíveis. Além do mais, o ILP tem uma maior tolerância para o posicionamento do sensor e permite o alinhamento na direção paralela ao movimento de pistão do estribo tanto para a fixação com cimentos como para a fixação mecânica.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Ao longo do presente trabalho foi possível identificar alguns temas que ainda devem ser estudados. No que se refere a variação entre peças anatômicas utilizadas para o desenvolvimento de modelos, pode ser desenvolvido um modelo probabilístico que inclua aspectos gerais das estruturas da OM, e considere as diferenças nas geometrias e propriedades mecânicas entre amostras.

Quanto ao procedimento experimental, é possível melhorar algumas condições, principalmente na montagem do sistema de medição. Primeiramente, é necessário garantir a precisão nas medições, fixando as posições relativas entre o vibrômetro laser e os OTs. Também deve-se aumentar a acurácia, se for medido também os ângulos, em 3-D, de incidência do laser com respeito às superfícies de medição. Além disso, uma maior quantidade de pontos pode ser medida se forem usadas micro-esferas de material retro-refletivo, as quais têm menor tamanho do que as fitas refletivas. Estas modificações permitiriam medir o movimento relativo entre os ossículos em direções diferentes ao movimento de pistão do estribo.

Com relação ao desenvolvimento do modelo MC da OM, é importante analisar mais detalhadamente os parâmetros de rigidez translacional e rotacional definidos nas juntas IMJ e ISJ. Através de métodos computacionais de redução de modelo, podem ser definidos diferentes valores de rigidez para cada direção nas juntas.

No que diz respeito ao acoplamento do sensor, devem ser estudados os casos nos quais a fixação não seja totalmente rígida, definindo características do material tais como rigidez e amortecimento, que serão as características da interface entre o sensor e a região da OM onde estiver acoplado. Esta interface pode também incluir características do encapsulamento do sensor. Uma vez que a posição do sensor na OM tenha sido definida, pode ser realizada uma simulação através do método de EF com a geometria completa do sensor e da fixação. Além disso, pode ser realizada uma validação experimental das respostas do sensor e da OM em OTs cadavéricos humanos.

REFERÊNCIAS

AERNOUTS, J.; AERTS, J. R.; DIRCKX, J. J. Mechanical properties of human tympanic membrane in the quasi-static regime from in situ point indentation measurements. *Hearing Research*, 2012.

AHN, T.-S.; BAEK, M.-J.; LEE, D. Experimental measurement of tympanic membrane response for finite element model validation of a human middle ear. *SpringerPlus*, v. 2, n. 1, p. 1–12, 2013.

AIBARA, R.; WELSH, J. T.; PURIA, S.; GOODE, R. L. Human middle-ear sound transfer function and cochlear input impedance. *Hearing research*, v. 152, n. 1, p. 100–109, 2001.

ALIAN, W.; MAJDALAWIEH, O.; KIEFTE, M.; EJNELL, H.; BANCE, M. The effect of increased stiffness of the incudostapedial joint on the transmission of air-conducted sound by the human middle ear. *Otology & Neurotology*, v. 34, n. 8, p. 1503–1509, 2013.

ALLEMANG, R. J. The modal assurance criterion—twenty years of use and abuse. *Sound and vibration*, v. 37, n. 8, p. 14–23, 2003.

BEER, H.-J.; BORNITZ, M.; HARDTKE, H.-J.; SCHMIDT, R.; HOFMANN, G.; VOGEL, U.; ZAHNERT, T.; HÜTTENBRINK, K.-B. Modelling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour. *Audiology and Neurotology*, v. 4, n. 3-4, p. 156–162, 1999.

BEKER, L.; ZORLU, O.; GOKSU, N.; KULAH, H. Stimulating auditory nerve with MEMS harvesters for fully implantable and self-powered cochlear implants. In: *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII), 2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference On*. [S.l.]: IEEE, 2013. p. 1663–1666.

BENTO, R.; PENNA, L.; KOJI, R.; SCHMIDT, M. *Tratado de Implante Coclear e Próteses Auditivas Implantáveis*. [S.l.]: Thieme, 2014.

BERNHARD, H.; STIEGER, C.; PERRIARD, Y. Design of a semi-implantable hearing device for direct acoustic cochlear stimulation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 58, n. 2, p. 420–428, 2011.

BEUTNER, D.; HÜTTENBRINK, K.-B. Passive and active middle ear implants. *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery*, v. 8, 2009.

BITTENCOURT, A. G.; BURKE, P. R.; JARDIM, I. d. S.; BRITO, R. de; TSUJI, R. K.; FONSECA, A. C. d. O.; BENTO, R. F. Implantable and Semi-Implantable Hearing Aids: A Review of History, Indications, and Surgery. *International Archives of Otorhinolaryngology*, v. 18, n. 3, p. 303–310, 2014.

BÖHNKE, F.; BRETAN, T.; LEHNER, S.; STRENGER, T. Simulations and Measurements of Human Middle Ear Vibrations Using Multi-Body Systems and Laser-Doppler Vibrometry with the Floating Mass Transducer. *Materials*, 2013.

BORNITZ, M.; HARDTKE, H.-J.; ZAHNERT, T. Evaluation of implantable actuators by means of a middle ear simulation model. *Hearing research*, v. 263, n. 1, p. 145–151, 2010.

BRANDT, A. *Noise and vibration analysis: signal analysis and experimental procedures*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011.

BRIGGS, R. J.; EDER, H. C.; SELIGMAN, P. M.; COWAN, R. S.; PLANT, K. L.; DALTON, J.; MONEY, D. K.; PATRICK, J. F. Initial clinical experience with a totally implantable cochlear implant research device. *Otology & Neurotology*, v. 29, n. 2, p. 114–119, 2008.

BRUSCHINI, L.; FORLI, F.; PASSETTI, S.; BRUSCHINI, P.; BERRETTINI, S. Fully implantable Otologics MET Carina device for the treatment of sensorineural and mixed hearing loss: Audiological results. *Acta oto-laryngologica*, v. 130, n. 10, p. 1147–1153, 2010.

BRUSCHINI, L.; FORLI, F.; SANTORO, A.; BRUSCHINI, P.; BERRETTINI, S. Fully implantable Otologics MET Carina device for the treatment of sensorineural hearing loss. Preliminary surgical and clinical results. *Acta otorhinolaryngologica Italica*, v. 29, p. 79–85, 2009.

CAI, H.; JACKSON, R. P.; STEELE, C.; PURIA, S. A biological gear in the human middle ear. In: *Proc. COMSOL Conf.* [S.l.: s.n.], 2010. v. 28, p. 46.

CALERO, D.; PAUL, S.; CORDIOLI, J. A. On implantable sensors for totally implantable hearing devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 140, n. 4, p. 3034–3034, out. 2016.

- CALERO, D.; PAUL, S.; GESING, A.; ALVES, F.; CORDIOLI, J. A. A technical review and evaluation of implantable sensors for hearing devices. *BioMedical Engineering OnLine*, BioMed Central, v. 17, n. 1, p. 23, 2018.
- CARLSON, M. L.; DRISCOLL, C. L.; GIFFORD, R. H.; MCMENOMEY, S. O. Cochlear implantation: Current and future device options. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 45, n. 1, p. 221–248, 2012.
- CARLSON, M. L.; PELOSI, S.; HAYNES, D. S. Historical Development of Active Middle Ear Implants. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 47, n. 6, p. 893–914, 2014.
- CHEN, D. A.; BACKOUS, D. D.; ARRIAGA, M. A.; GARVIN, R.; KOBYLEK, D.; LITTMAN, T.; WALGREN, S.; LURA, D. Phase 1 clinical trial results of the Envoy System: A totally implantable middle ear device for sensorineural hearing loss. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, v. 131, n. 6, p. 904–916, 2004.
- CHEN, H.; OKUMURA, T.; EMURA, S.; SHOUMURA, S. Scanning Electron Microscopic Study of the Human Auditory Ossicles. *Annals of Anatomy*, 2008.
- CHEN, S.-I.; LEE, M.-H.; YAO, C.-M.; CHEN, P.-R.; CHOU, Y.-F.; LIU, T.-C.; SONG, Y.-L.; LEE, C.-F. Modeling sound transmission of human middle ear and its clinical applications using finite element analysis. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, v. 29, n. 3, p. 133–139, 2013.
- CHENG, J. T.; AARNISALO, A. A.; HARRINGTON, E.; HERNANDEZ-MONTES, M. del S.; FURLONG, C.; MERCHANT, S. N.; ROSOWSKI, J. J. Motion of the surface of the human tympanic membrane measured with stroboscopic holography. *Hearing research*, Elsevier, v. 263, n. 1, p. 66–77, 2010.
- CHENG, J. T.; HAMADE, M.; MERCHANT, S. N.; ROSOWSKI, J. J.; HARRINGTON, E.; FURLONG, C. Wave motion on the surface of the human tympanic membrane: Holographic measurement and modeling analysis. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 133, n. 2, p. 918–937, fev. 2013. ISSN 0001-4966.
- CHENG, J. T.; HARRINGTON, E.; HORWITZ, R.; FURLONG, C.; ROSOWSKI, J. J. The tympanic membrane motion in forward and reverse middle-ear sound transmission. In: *AIP. AIP Conference Proceedings*. [S.l.], 2011. v. 1403, n. 1, p. 521–527.

CHENG, T. *Mechanical Properties of Human Middle Ear Tissues*. Tese (Doutorado) — University of Oklahoma, 2007.

CHENG, T.; GAN, R. Z. Mechanical properties of stapedial tendon in human middle ear. *Journal of Biomechanical Engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 129, n. 6, p. 913–918, 2007.

CHENG, T.; GAN, R. Z. Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of tensor tympani tendon. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 30, n. 3, p. 358–366, 2008.

CHENG, T.; GAN, R. Z. Mechanical properties of anterior malleolar ligament from experimental measurement and material modeling analysis. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Springer, v. 7, n. 5, p. 387–394, 2008.

CHIEN, W.; RAVICZ, M. E.; MERCHANT, S. N.; ROSOWSKI, J. J. The effect of methodological differences in the measurement of stapes motion in live and cadaver ears. *Audiology and Neurotology*, Karger Publishers, v. 11, n. 3, p. 183–197, 2006.

CHUNG, J.; SONG, W. J.; SIM, J. H.; KIM, W.; OH, S.-H. Optimal ossicular site for maximal vibration transmissions to coupled transducers. *Hearing research*, v. 301, p. 137–145, 2013.

COHEN, N. The totally implantable cochlear implant. *Ear and hearing*, v. 28, n. 2, p. 100S–101S, 2007.

COMSOL, I. *COMSOL Multiphysics*. 2016.

COUNTER, P. Implantable hearing aids. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 222, n. 6, p. 837–852, 2008.

DAI, C.; CHENG, T.; WOOD, M. W.; GAN, R. Z. Fixation and detachment of superior and anterior malleolar ligaments in human middle ear: Experiment and modeling. *Hearing research*, v. 230, n. 1, p. 24–33, 2007.

DECRAEMER, W.; KHANNA, S. Malleus vibration modelled as rigid body motion. *Acta Otorhinolaryngol Belg*, v. 49, n. 2, p. 139–145, 1995.

DECRAEMER, W. F.; KHANNA, S. M. Modelling the malleus vibration as a rigid body motion with one rotational and one translational degree of freedom. *Hearing research*, v. 72, n. 1, p. 1–18, 1994.

DECRAEMER, W. F.; KHANNA, S. M. Measurement, visualization and quantitative analysis of complete three-dimensional kinematical data sets of human and cat middle ear. In: *Middle Ear Mechanics in Research and Otolology*. [S.l.]: World Scientific, 2004. p. 3–10.

DETERRE, M. MEMS integration for smart medical devices: Opportunities and challenges. In: *Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), 2012 Symposium On*. [S.l.]: IEEE, 2012. p. 253–257.

DEVÈZE, A.; KOKA, K.; TRINGALI, S.; JENKINS, H. A.; TOLLIN, D. J. Techniques to improve the efficiency of a middle ear implant: effect of different methods of coupling to the ossicular chain. *Otolology & Neurotology*, LWW, v. 34, n. 1, p. 158–166, 2013.

EDOM, E.; OBRIST, D.; HENNIGER, R.; KLEISER, L.; SIM, J. H.; HUBER, A. M. The effect of rocking stapes motions on the cochlear fluid flow and on the basilar membrane motion. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 134, n. 5, p. 3749–3758, 2013.

EIBER, A. Mechanical modeling and dynamical behavior of the human middle ear. *Audiol. Neurotol.*, 1999.

EIBER, A.; HUBER, A. M.; LAUXMANN, M.; CHATZIMICHALIS, M.; SEQUEIRA, D.; SIM, J. H. Contribution of complex stapes motion to cochlea activation. *Hearing research*, v. 284, n. 1, p. 82–92, 2012.

ESTUDO Comparativo de Reconhecimento de Palavras e Satisfação Auditiva de Usuários de Aparelhos de Amplificação Sonora Implantados com a Prótese de Orelha Média Totalmente Implantável-Esteem, timestamp = 2017-07-06T19:29:52Z, school = Universidade de São Paulo, author = Pinna, Mariana Hausen, year = 2012, keywords = clinical results, Esteem. Tese (Doutorado).

EWINS, D. Model validation: Correlation for updating. *Sadhana*, Springer India, in co-publication with Indian Academy of Sciences, v. 25, n. 3, p. 221–234, 2000.

EWINS, D. J. *Modal testing: theory and practice*. [S.l.]: Research studies press Letchworth, 1984.

FENG, B.; GAN, R. Z. Lumped parametric model of the human ear for sound transmission. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, v. 3, n. 1, p. 33–47, 2004.

FERRAZZINI, M. *Virtual middle ear: a dynamic mathematical model based on [the] finite element method*. Tese (Doutorado), 2003.

FERRIS, P.; PRENDERGAST, P. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 5, p. 581–590, 2000.

FLORES, P. Dynamic analysis of mechanical systems with imperfect kinematic joints. 2004.

GAN, R. Z.; CHENG, T.; DAI, C.; YANG, F.; WOOD, M. W. Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 126, n. 1, p. 243–253, 2009.

GAN, R. Z.; CHENG, T.; NAKMALI, D.; WOOD, M. W. Effects of middle ear suspensory ligaments on acoustic-mechanical transmission in human ear. In: *Proceedings of the Fourth International Symposium on Middle Ear Mechanics in Research and Otology*. [S.l.: s.n.], 2006.

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*, v. 263, n. 1, p. 138–144, 2010.

GAN, R. Z.; FENG, B.; SUN, Q. Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 32, n. 6, p. 847–859, 2004.

GAN, R. Z.; SUN, Q.; FENG, B.; WOOD, M. W. Acoustic–structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear—Pressure distributions. *Medical Engineering & Physics*, v. 28, n. 5, p. 395–404, 2006. ISSN 13504533.

GAN, R. Z.; SUN, Q.; JR, R. K. D.; CHANG, K.-H.; DORMER, K. J. Three-dimensional modeling of middle ear biomechanics and its applications. *Otology & Neurotology*, v. 23, n. 3, p. 271–280, 2002.

GAO, N.; CHEN, Y. Z.; CHI, F. L.; ZHANG, T. Y.; XU, H. D.; KANG, H. Y.; PAN, T. Z. The frequency response of a floating piezoelectric microphone for the implantable middle ear microphone. *The Laryngoscope*, v. 123, n. 6, p. 1506–1513, 2013.

GERIG, R.; IHRLE, S.; RÖÖSLI, C.; DALBERT, A.; DOBREV, I.; PFIFFNER, F.; EIBER, A.; HUBER, A. M.; SIM, J. H. Contribution of the incudo-malleolar joint to middle-ear sound transmission. *Hearing research*, v. 327, p. 218–226, 2015.

GESING, A. *Projeto e análise numérico-experimental de sensor MEMS implantável para dispositivos auditivos*. Dissertação de Mestrado, 2017.

GOODE, R. L.; KILLION, M.; NAKAMURA, K. New knowledge about the function of the human middle ear: Development of an—naproved analog nac) del. *The American journal of otology*, v. 15, n. 2, 1994.

GREEF, D. D.; AERNOUTS, J.; AERTS, J.; CHENG, J. T.; HORWITZ, R.; ROSOWSKI, J. J.; DIRCKX, J. J. Viscoelastic properties of the human tympanic membrane studied with stroboscopic holography and finite element modeling. *Hearing research*, v. 312, p. 69–80, 2014.

GREEF, D. D.; BUYTAERT, J. A.; AERTS, J. R.; HOOREBEKE, L. V.; DIERICK, M.; DIRCKX, J. Details of human middle ear morphology based on micro-CT imaging of phosphotungstic acid stained samples. *Journal of morphology*, 2015.

GREEF, D. D.; PIRES, F.; DIRCKX, J. J. Effects of model definitions and parameter values in finite element modeling of human middle ear mechanics. *Hearing Research*, v. 344, p. 195–206, fev. 2017. ISSN 03785955.

GULYA, A. *Anatomy of the Temporal Bone with Surgical Implications, Third Edition*. CRC Press, 2007. ISBN 9780849375989. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=VFbLBQAAQBAJ>.

HALL, J. E. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2010.

HATO, N.; STENFELT, S.; GOODE, R. L. Three-dimensional stapes footplate motion in human temporal bones. *Audiology and Neurotology*, v. 8, n. 3, p. 140–152, 2003.

HAYNES, D. S.; YOUNG, J. A.; WANNA, G. B.; GLASSCOCK, M. E. Middle ear implantable hearing devices: An overview. *Trends in amplification*, v. 13, n. 3, p. 206–214, 2009.

HOMMA, K.; DU, Y.; SHIMIZU, Y.; PURIA, S. Ossicular resonance modes of the human middle ear for bone and air conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 125, n. 2, p. 968, 2009.

- HOMMA, K.; SHIMIZU, Y.; KIM, N.; DU, Y.; PURIA, S. Effects of ear-canal pressurization on middle-ear bone-and air-conduction responses. *Hearing research*, v. 263, n. 1, p. 204–215, 2010.
- HUANG, P.; GUO, J.; MEGERIAN, C. A.; YOUNG, D. J.; KO, W. H. A laboratory study on a capacitive displacement sensor as an implant microphone in totally implant cochlear hearing aid systems. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.]: IEEE, 2007. p. 5691–5694.
- HUBER, A.; LINDER, T.; DILLIER, N.; FERRAZZINI, M.; STOECKLI, S.; SCHMID, S.; FISCH, U. Intraoperative assessment of stapes movement. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 110, n. 1, p. 31–35, 2001.
- HUDEDE, H.; WEISTENHÖFER, C. A three-dimensional circuit model of the middle ear. *Acta Acustica united with Acustica*, v. 83, n. 3, p. 535–549, 1997.
- HUDEDE, H.; WEISTENHÖFER, C. Key features of the human middle ear. *ORL*, Karger Publishers, v. 68, n. 6, p. 324–328, 2006.
- HÜTTENBRINK, K.-B. Middle ear mechanics and their interface with respect to implantable electronic otologic devices. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 34, n. 2, p. 315–335, 2001.
- IHRLE, S.; EIBER, A.; EBERHARD, P. Modeling of the incudo-malleolar joint within a biomechanical model of the human ear. *Multibody System Dynamics*, Springer, v. 39, n. 4, p. 291–310, 2017.
- IHRLE, S.; LAUXMANN, M.; EIBER, A.; EBERHARD, P. Nonlinear modelling of the middle ear as an elastic multibody system - Applying model order reduction to acousto-structural coupled systems. *Journal of Computational and Applied Mathematics*, v. 246, p. 18–26, 2013.
- JAVEL, E.; GRANT, I. L.; KROLL, K. In vivo characterization of piezoelectric transducers for implantable hearing aids. *Otology & neurotology*, v. 24, n. 5, p. 784–795, 2003.
- JENKINS, H. A.; ATKINS, J. S.; HORLBECK, D.; HOFFER, M. E.; BALOUGH, B.; ARIGO, J. V.; ALEXIADES, G.; GARVIS, W. US Phase I preliminary results of use of the Otologics MET Fully-Implantable

Ossicular Stimulator. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, v. 137, n. 2, p. 206–212, 2007.

JIA, X.-H.; GAO, N.; XU, X.-d.; WU, Y.-Z.; KANG, H.-Y.; CHI, F.-L. A new floating piezoelectric microphone for the implantable middle ear microphone in experimental studies. *Acta Oto-Laryngologica*, v. 136, n. 12, p. 1248–1254, 2016.

JUNG, E. S.; SEONG, K. W.; LIM, H. G.; LEE, J. H.; CHO, J. H. Implantable microphone with acoustic tube for fully implantable hearing devices. *IEICE Electronics Express*, v. 8, n. 4, p. 215–219, 2011.

JUNG, E. S.; SHIN, D. H.; SEONG, K. W.; LEE, J. H.; LEE, J. W.; CHO, H. S.; KIM, M. N.; CHO, J. H. Measurement of directivity for the design of an implantable microphone implanted under an artificial skin model. In: *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference On*. [S.l.]: IEEE, 2012. p. 297–300.

KAAJAKARI, V. *Practical MEMS*. Las Vegas, Nev.: Small Gear Pub, 2009. ISBN 978-0-9822991-0-4.

KALTENBACHER, M. *Numerical Simulation of Mechatronic Sensors and Actuators*. [S.l.]: Springer, 2007.

KANG, H.-Y.; NA, G.; CHI, F.-L.; JIN, K.; PAN, T.-Z.; GAO, Z. Feasible pickup from intact ossicular chain with floating piezoelectric microphone. *Biomedical engineering online*, v. 11, n. 1, p. 1–11, 2012.

KARMODY, C. S.; NORTHROP, C. C.; LEVINE, S. R. The incudostapedial articulation: New concepts. *Otology & Neurotology*, v. 30, n. 7, p. 990–997, 2009.

KNISELY, K.; GROSH, K. A MEMS AIN transducer array for use as a cochlear implant. In: *Applications of Ferroelectric and Workshop on the Piezoresponse Force Microscopy (ISAF/PFM), 2013 IEEE International Symposium on The*. [S.l.]: IEEE, 2013. p. 240–243.

KO, W. H. Trends and frontiers of MEMS. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 136, n. 1, p. 62–67, 2007.

KO, W. H.; ZHANG, R.; HUANG, P.; GUO, J.; YE, X.; YOUNG, D. J.; MEGERIAN, C. A. Studies of MEMS acoustic sensors as implantable microphones for totally implantable hearing-aid systems. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, v. 3, n. 5, p. 277–285, 2009.

KOCH, M.; ESSINGER, T. M.; BORNITZ, M.; ZAHNERT, T. Examination of a Mechanical Amplifier in the Incudostapedial Joint Gap: FEM Simulation and Physical Model. *Sensors*, v. 14, n. 8, p. 14356–14374, 2014.

KOCH, M.; SEIDLER, H.; HELLMUTH, A.; BORNITZ, M.; LASURASHVILI, N.; ZAHNERT, T. Influence of the middle ear anatomy on the performance of a membrane sensor in the incudostapedial joint gap. *Hearing research*, v. 301, p. 35–43, 2013.

KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. *Berne & Levy Physiology*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2008.

KOIKE, T.; WADA, H.; KOBAYASHI, T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 111, n. 3, p. 1306–1317, 2002.

KOTZAR, G.; FREAS, M.; ABEL, P.; FLEISCHMAN, A.; ROY, S.; ZORMAN, C.; MORAN, J. M.; MELZAK, J. Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials*, v. 23, n. 13, p. 2737–2750, 2002.

KOUTSOVASILIS, P.; BEITELSCHMIDT, M. Comparison of model reduction techniques for large mechanical systems. *Multibody System Dynamics*, Springer, v. 20, n. 2, p. 111–128, 2008.

KRAUS, E. M.; SHOHET, J. A.; CATALANO, P. J. Envoy Esteem Totally Implantable Hearing System Phase 2 Trial, 1-Year Hearing Results. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 2011.

KULKARNI, K.; HARTLEY, D. E. Recent advances in hearing restoration. *Journal of the Royal Society of Medicine*, v. 101, n. 3, p. 116–124, 2008.

LIU, H.; GE, S.; CHENG, G.; YANG, J.; RAO, Z.; HUANG, X. Transducer Type and Design Influence on the Hearing Loss Compensation Behaviour of the Electromagnetic Middle Ear Implant in a Finite Element Analysis. *Advances in Mechanical Engineering*, v. 2014, 2014.

LIU, H.; RAO, Z.; HUANG, X.; CHENG, G.; TIAN, J.; TA, N. An incus-body driving type piezoelectric middle ear implant design and evaluation in 3D computational model and temporal bone. *The Scientific World Journal*, v. 2014, 2014.

LOBATO, L. *Análise, validação e aplicação de modelo em Elementos Finitos da orelha média humana*. Dissertação de Mestrado, 2018.

LOBATO, L.; PAUL, S.; CORDIOLI, J. Influence of different boundary conditions at the tympanic annulus on finite element models of the human middle ear. *Mechanics of Hearing proceedings*, 2017.

LOBATO, L.; RUDNYTSKYJ, A.; LUCENA, A. L.; PAUL, S.; CORDIOLI, J. Mechanical properties of middle ear components regarding finite element modeling. *Manuscript submitted for publication*, 2018.

LUO, H. Measurement of Young's Modulus of Human Tympanic Membrane at High Strain Rates. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 131, n. 6, p. 064501, abr. 2009. ISSN 0148-0731.

MANIGLIA, A. J.; MURRAY, G.; ARNOLD, J. E.; KO, W. H. Bioelectronic microphone options for a totally implantable hearing device for partial and total hearing loss. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 34, n. 2, p. 469–483, 2001.

MARZO, S. J.; SAPPINGTON, J. M.; SHOHET, J. A. The Envoy Esteem Implantable Hearing System. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 47, n. 6, p. 941–952, 2014.

MCGOWAN, P. E.; ANGELUCCI, A. F.; JAVEED, M. Dynamic test/analysis correlation using reduced analytical models. 1992.

MØLLER, A. R. Network model of the middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 33, n. 2, p. 168–176, 1961.

MØLLER, A. R. (Ed.). *Cochlear and Brainstem Implants*. Basel ; New York: Karger, 2006. (Advances in oto-rhino-laryngology, v. 64). ISBN 978-3-8055-8157-8.

NAKAJIMA, H. H.; DONG, W.; OLSON, E. S.; MERCHANT, S. N.; RAVICZ, M. E.; ROSOWSKI, J. J. Differential Intracochlear Sound Pressure Measurements in Normal Human Temporal Bones. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, v. 10, n. 1, p. 23–36, mar. 2009. ISSN 1525-3961, 1438-7573.

NAKAJIMA, H. H.; RAVICZ, M. E.; MERCHANT, S. N.; PEAKE, W. T.; ROSOWSKI, J. J. Experimental ossicular fixations and the middle ear's response to sound: Evidence for a flexible ossicular chain. *Hearing research*, v. 204, n. 1, p. 60–77, 2005.

NEFSKE, D.; SUNG, S. Correlation of a coarse-mesh finite element model using structural system identification and a frequency response assurance criterion. In: SPIE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL. *Proceedings-SPIE the International Society for Optical Engineering*. [S.l.], 1996. p. 597–602.

NIKRAVESH, P. E. *Computer-Aided Analysis of Mechanical Systems*. [S.l.]: Prentice-Hall, Inc., 1988. ISBN 0-13-164220-0.

NISHIHARA, S.; ARITOMO, H.; GOODE, R. L. Effect of changes in mass on middle ear function. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 109, n. 5, p. 899–910, 1993.

O'CONNOR, K. N.; PURIA, S. Middle-ear circuit model parameters based on a population of human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 123, n. 1, p. 197–211, 2008.

OFFERGELD, C.; LAZURASHVILI, N.; BORNITZ, M.; BELEITES, T.; ZAHNERT, T. Experimental investigations on the functional effect of ossicular joint fixation. In: *Middle Ear Mechanics In Research And Otology*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 102–108.

ONCHI, Y. A study of the mechanism of the middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 21, n. 4, p. 404–410, 1949.

PARK, W.-T.; O'CONNOR, K. N.; CHEN, K.-L.; JR, J. R. M.; MAETANI, T.; DALAL, P.; CANDLER, R. N.; AYANOR-VITIKKATE, V.; JR, J. B. R.; PURIA, S.; others. Ultraminiature encapsulated accelerometers as a fully implantable sensor for implantable hearing aids. *Biomedical microdevices*, v. 9, n. 6, p. 939–949, 2007.

PEACOCK, J.; von Unge, M.; DIRCKX, J. Measurement of the vibration of the middle ear ossicles with removed eardrum: A method for quantification of ossicular fixation. *Medical engineering & physics*, v. 35, n. 12, p. 1786–1792, 2013.

PELOSI, S.; CARLSON, M. L.; GLASSCOCK, M. E. Implantable Hearing Devices: The Ototronix MAXUM System. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 47, n. 6, p. 953–965, 2014.

PETYT, M. *Introduction to finite element vibration analysis*. [S.l.]: Cambridge university press, 2010.

PIRES, F. S.; ARELLANO, D. C.; PAUL, S.; CORDIOLI, J. A. On material properties and damping models for the dynamic modeling of the human middle ear by means of the Finite Element Method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 138, n. 3, p. 1830–1831, set. 2015. ISSN 0001-4966.

PRIYA, S.; INMAN, D. J. *Energy Harvesting Technologies*. [S.l.]: Springer, 2009.

PULCHERIO, J. O. B.; BITTENCOURT, A. G.; BURKE, P. R.; da Costa Monsanto, R.; de Brito, R.; TSUJI, R. K.; BENTO, R. F. Carina and Esteem: A Systematic Review of Fully Implantable Hearing Devices. *PloS one*, v. 9, n. 10, p. e110636, 2014.

PURIA, S.; FAY, R. R.; POPPER, A. *The Middle Ear: Science, Otolaryngology, and Technology*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2013.

PURIA, S.; STEELE, C. Tympanic-membrane and malleus-incus-complex co-adaptations for high-frequency hearing in mammals. *Hearing research*, v. 263, n. 1, p. 183–190, 2010.

RAVICZ, M. E.; MERCHANT, S. N.; ROSOWSKI, J. J. Effect of freezing and thawing on stapes-cochlear input impedance in human temporal bones. *Hearing research*, Elsevier, v. 150, n. 1, p. 215–224, 2000.

RAVICZ, M. E.; PEAKE, W. T.; NAKAJIMA, H. H.; MERCHANT, S. N.; ROSOWSKI, J. J. Modeling flexibility in the human ossicular chain: Comparison to ossicular fixation data. *Middle Ear Mechanics in Research and Otolaryngology*. World Scientific, Singapore, p. 91–98, 2004.

ROSOWSKI, J.; CHIEN, W.; RAVICZ, M.; MERCHANT, S. Testing a method for quantifying the output of implantable middle ear hearing devices. *Audiology & neuro-otology*, v. 12, n. 4, p. 265, 2007.

ROSOWSKI, J. J.; CHENG, J. T.; MERCHANT, S. N.; HARRINGTON, E.; FURLONG, C. New data on the motion of the normal and reconstructed tympanic membrane. *Otolaryngology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otolaryngology and Neurotology*, NIH Public Access, v. 32, n. 9, p. 1559, 2011.

SACHSE, M.; HORTSCHITZ, W.; STIFTER, M.; STEINER, H.; SAUTER, T. Design of an implantable seismic sensor placed on the

ossicular chain. *Medical engineering & physics*, v. 35, n. 10, p. 1399–1405, 2013.

SAFARI, A.; AKDOGAN, E. K. *Piezoelectric and Acoustic Materials for Transducer Applications*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2008.

SCHRAVEN, S. P.; DALHOFF, E.; WILDENSTEIN, D.; HAGEN, R.; GUMMER, A. W.; MLYNSKI, R. Alternative fixation of an active middle ear implant at the short incus process. *Audiology and Neurotology*, Karger Publishers, v. 19, n. 1, p. 1–11, 2014.

SCHRAVEN, S. P.; MLYNSKI, R.; DALHOFF, E.; HEYD, A.; WILDENSTEIN, D.; RAK, K.; RADELOFF, A.; HAGEN, R.; GUMMER, A. W. Coupling of an active middle-ear implant to the long process of the incus using an elastic clip attachment. *Hearing research*, Elsevier, v. 340, p. 179–184, 2016.

SEIDMAN, M. D.; STANDRING, R. T.; AHSAN, S.; MARZO, S.; SHOHET, J.; LUMLEY, C.; VERZAL, K. Normative data of incus and stapes displacement during middle ear surgery using laser Doppler vibrometry. *Otology & Neurotology*, v. 34, n. 9, p. 1719–1724, 2013.

SHABANA, A. A. *Dynamics of Multibody Systems*. [S.l.]: Cambridge university press, 2013. ISBN 1-107-04265-8.

SIM, J. H.; CHATZIMICHALIS, M.; LAUXMANN, M.; RÖÖSLI, C.; EIBER, A.; HUBER, A. M. Complex stapes motions in human ears. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, v. 11, n. 3, p. 329–341, 2010.

SIM, J. H.; PURIA, S. Soft tissue morphometry of the malleus–incus complex from micro-CT imaging. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, v. 9, n. 1, p. 5–21, 2008.

SIROHI, J.; CHOPRA, I. Fundamental Understanding of Piezoelectric Strain Sensors. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 11, n. 4, p. 246–257, abr. 2000.

STIEGER, C.; BERNHARD, H.; WAECKERLIN, D.; KOMPIS, M.; BURGER, J.; HAEUSLER, R. Human temporal bones versus mechanical model to evaluate three middle ear transducers. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 44, n. 3, p. 407, 2007.

STIEGER, C.; DJERIC, D.; KOMPIS, M.; REMONDA, L.; HÄUSLER, R. Anatomical study of the human middle ear for the design of implantable hearing aids. *Auris Nasus Larynx*, v. 33, n. 4, p. 375–380, 2006.

SUN, Q.; GAN, R. Z.; CHANG, K.-H.; DORMER, K. J. Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, v. 1, n. 2, p. 109–122, out. 2002. ISSN 1617-7959, 1617-7940.

TADIGADAPA, S.; MATETI, K. Piezoelectric MEMS sensors: State-of-the-art and perspectives. *Measurement Science and technology*, v. 20, n. 9, p. 092001, 2009.

TEFILI, D.; BARRAULT, G. F. G.; FERREIRA, A. A.; CORDIOLI, J. A.; LETTNIN, D. V. Implantes cocleares: Aspectos tecnológicos e papel socioeconômico. *Rev. bras. eng. biomed*, v. 29, n. 4, p. 414–433, 2013.

VERHAEGEN, V. J.; MULDER, J. J.; CREMERS, C. W.; SNIK, A. F. Application of active middle ear implants in patients with severe mixed hearing loss. *Otology & Neurotology*, LWW, v. 33, n. 3, p. 297–301, 2012.

VOLANDRI, G.; PUCCIO, F. D.; FORTE, P.; CARMIGNANI, C. Biomechanics of the tympanic membrane. *Journal of Biomechanics*, v. 44, p. 1219–1236, 2011.

VOLANDRI, G.; PUCCIO, F. D.; FORTE, P.; MANETTI, S. Model-oriented review and multi-body simulation of the ossicular chain of the human middle ear. *Medical engineering & physics*, v. 34, n. 9, p. 1339–1355, 2012.

VOSS, S. E.; ROSOWSKI, J. J.; MERCHANT, S. N.; PEAKE, W. T. Acoustic responses of the human middle ear. *Hearing research*, v. 150, n. 1, p. 43–69, 2000.

VUJANIC, A.; PAVELKA, R.; ADAMOVIC, N.; KMENT, C.; MITIC, S.; BRENNER, W.; POPOVIC, G. Development of a totally implantable hearing aid. In: *Microelectronics, 2002. MIEL 2002. 23rd International Conference On*. [S.l.]: IEEE, 2002. v. 1, p. 235–238.

WANG, X.; HU, Y.; WANG, Z.; SHI, H. Finite element analysis of the coupling between ossicular chain and mass loading for evaluation of implantable hearing device. *Hearing research*, v. 280, n. 1, p. 48–57, 2011.

WILLI, U. B.; FERRAZZINI, M. A.; HUBER, A. M. The incudo-malleolar joint and sound transmission losses. *Hearing research*, v. 174, n. 1, p. 32–44, 2002.

WOO, S.-H. A. The measurement of transmission loss and absorption coefficient of the rat and porcine skin: Synthesizing artificial material for an implantable microphone test. *Applied Acoustics*, v. 74, n. 12, p. 1388–1393, 2013.

WOO, S.-H. A.; PARK, J. S.; KIM, J. M.; NA, W. H.; SONG, B. S. Simulation of an implantable microphone in the middle ear cavity. In: *Int Conf. Bioinforma. Comput. Biol.* [S.l.: s.n.], 2012. p. 360–363.

YAO, W.; MA, J.; HUANG, X. Numerical simulation of the human ear and the dynamic analysis of the middle ear sound transmission. *Journal of Instrumentation*, v. 8, n. 06, p. C06009, 2013.

YIP, M. *Ultra-Low-Power Circuits and Systems for Wearable and Implantable Medical Devices*. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2013.

YIP, M.; JIN, R.; NAKAJIMA, H. H.; STANKOVIC, K. M.; CHANDRAKASAN, A. P. A Fully-Implantable Cochlear Implant SoC With Piezoelectric Middle-Ear Sensor and Arbitrary Waveform Neural Stimulation. *Solid-State Circuits, IEEE J.*, v. 50, n. 1, p. 214–229, 2015.

YOUNG, D. J.; ZURCHER, M. A.; SEMAAN, M.; MEGERIAN, C. A.; KO, W. H. MEMS capacitive accelerometer-based middle ear microphone. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 59, n. 12, p. 3283–3292, 2012.

ZENG, F.-G.; REBSCHER, S.; HARRISON, W.; SUN, X.; FENG, H. Cochlear implants: System design, integration, and evaluation. *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, v. 1, p. 115–142, 2008.

ZENNER, H. P.; LEYSIEFFER, H. Total implantation of the implex TICA hearing amplifier implant for high-frequency sensorineural hearing loss: The tübingen university experience. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 34, n. 2, p. 417–446, 2001.

ZHANG. *Computacional Bioengineering*. [S.l.]: Zhang, Guigen, 2013.

ZHANG, X.; GAN, R. Z. Dynamic properties of human stapedial annular ligament measured with frequency–temperature

superposition. *Journal of biomechanical engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 136, n. 8, p. 081004, 2014.

ZHANG, X.; GUAN, X.; NAKMALI, D.; PALAN, V.; PINEDA, M.; GAN, R. Z. Experimental and modeling study of human tympanic membrane motion in the presence of middle ear liquid. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, Springer, v. 15, n. 6, p. 867–881, 2014.

ZHAO, F.; KOIKE, T.; WANG, J.; SIENZ, H.; MEREDITH, R. Finite element analysis of the middle ear transfer functions and related pathologies. *Medical engineering & physics*, v. 31, n. 8, p. 907–916, 2009.

ZORZETTO, N. Anatomia da Orelha Humana. In: *Tratado de Otorrinolaringologia*. [S.l.: s.n.], 2012.

ZURCHER, M.; YOUNG, D.; SEMAAN, M.; MEGERIAN, C.; KO, W. MEMS middle ear acoustic sensor for a fully implantable cochlear prosthesis. In: *Micro Electro Mechanical Systems, 2007. MEMS. IEEE 20th International Conference On*. [S.l.]: IEEE, 2007. p. 11–14.

ZWISLOCKI, J. Some impedance measurements on normal and pathological ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 29, n. 12, p. 1312–1317, 1957.

APÊNDICE A – Tratamentos para perda auditiva

A.1 TRATAMENTOS PARA PERDA AUDITIVA

Os tipos de perda auditiva podem ser classificados basicamente em perda neuro-sensorial e perda condutiva. A combinação dos dois tipos de perda auditiva, condutiva e neuro-sensorial, é chamada de perda auditiva mista. A perda condutiva acontece quando existem danos nos componentes da orelha média (membrana timpânica e ossículos), ou também na orelha externa (pavilhão auricular), responsáveis pela condução sonora até a cóclea. As causas da perda condutiva podem ser doenças hereditárias ou infecções. A surdez neuro-sensorial é caracterizada por danos das células ciliadas da cóclea, pela lesão na cóclea ou por danos no sistema neural (também chamada de perda neural) (BENTO et al., 2014).

A principal ferramenta para avaliar o grau de perda auditiva é o teste de audiometria tonal por via aérea. Neste teste, normalmente o paciente recebe, através de um fone de ouvido, tons puros com amplitudes variáveis para 8 a 10 frequências entre 125 e 8000 Hz (BERNHARD et al., 2011). O resultado é registrado em um audiograma que fornece os limiares em termos de decibel nível de audição (dB NA), o qual corresponde a uma calibração de escala decibel nível de pressão sonora (dB NPS) considerando um padrão de normalidade auditiva, tal que 0 dB NA corresponde ao limiar de audição para adultos jovens com audição normal (KULKARNI; HARTLEY, 2008). O grau de perda auditiva é caracterizado a partir da média dos limiares entre 500 e 4000 Hz. A Fig. A.1 mostra um mapeamento dos diferentes procedimentos de reabilitação segundo o grau de perda e o tipo de deficiência auditiva.

A perda condutiva pode ser tratada com medicação ou cirurgia, através do implante de próteses dos ossículos ou do tímpano (BENTO et al., 2014). A cirurgia de orelha média (COM) é principalmente indicada para corrigir perdas auditivas do tipo condutivo, causadas em sua maioria por infecções e malformações. O objetivo desse tipo de cirurgia é reparar ou substituir os ossículos ou o tímpano do paciente por próteses, também conhecidas como próteses passivas (PURIA et al., 2013), para recuperar parte da audição do paciente. Quando a parte reabilitada for o tímpano, a cirurgia é chamada timpanoplastia. Se os ossículos forem o objeto da cirurgia é chamada ossiculoplastia, e no caso específico do estribo é chamada estapedectomia. A mastoidectomia é uma abertura cirúrgica do osso mastoide feita para acesso a orelha média (PURIA et al., 2013). A Fig. A.2 mostra algumas próteses usadas na reconstrução da orelha média.

Os aparelhos auditivos ancorados ao osso (AAAO), também

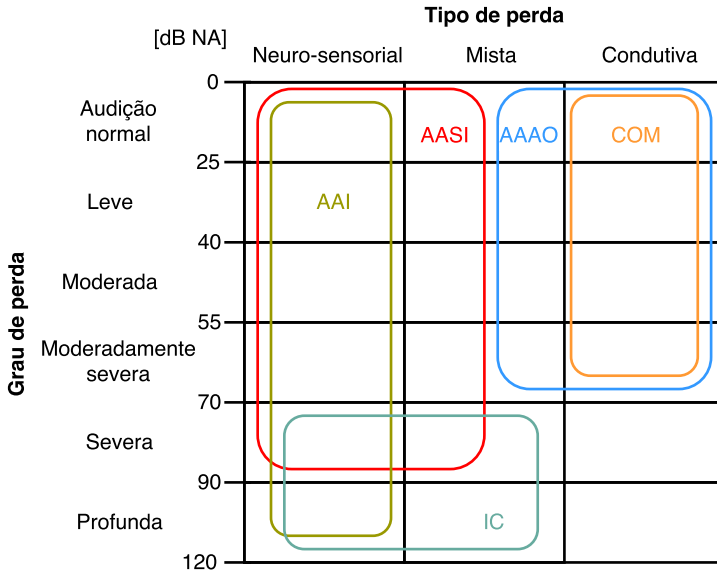


Figura A.1: Tratamentos segundo o tipo e o grau de perda auditiva: COM cirurgia de orelha média, AAAO cparelhos auditivos ancorados ao osso, AASI aparelhos de amplificação sonora individual, AAI: aparelhos auditivos implantáveis, IC: implante coclear (Adaptado de (BERNHARD et al., 2011) e (TEFILI et al., 2013))

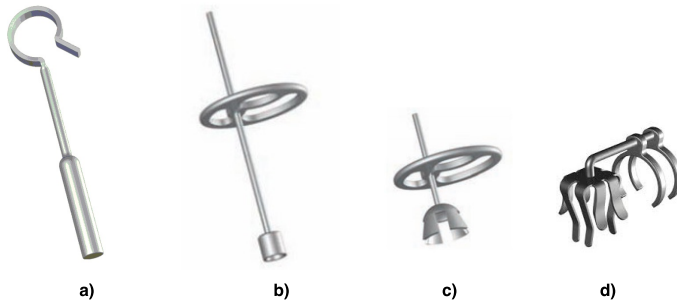


Figura A.2: Próteses passivas de orelha média. a) Prótese do estribo, b) Prótese da cadeia ossicular completa TORP; c) prótese da cadeia ossicular parcial PORP; d) prótese angular da junção entre a bigorna e o estribo (adaptado de www.kurzmed.com).

chamados de aparelhos auditivos de condução óssea (KULKARNI; HARTLEY, 2008), ou próteses auditiva de condução óssea (BENTO et al., 2014), são uma alternativa para pacientes com perda auditiva condutiva ou mista. Seu princípio de funcionamento consiste em transformar as ondas sonoras em vibrações, que são transmitidas por um dispositivo acoplado ao crânio (pilar) chegando até a orelha interna. O dispositivo mais conhecido é o *BAHA* (*Bone Anchored Hearing Aid*) (Fig. A.3) entre outros tipos de AAO (*Bonebridge*, *Ponto*, etc.) (BENTO et al., 2014). A amplitude de vibração, no entanto, não é suficiente para reabilitar pacientes com surdez neuro-sensorial profunda (BERNHARD et al., 2011).

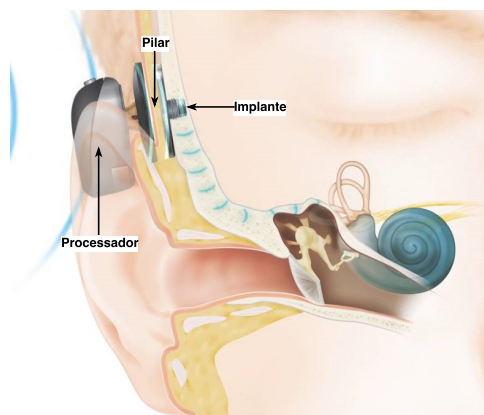


Figura A.3: Esquema do aparelho auditivo ancorado ao osso *BAHA* (adaptado de entflorida.com/bone-anchored-hearing-aid/).

Os efeitos da perda neuro-sensorial podem ser tratados através do uso de aparelhos auditivos de amplificação sonora individual (AASI) ou implantes cocleares (IC). Os AASI, também conhecidos como aparelhos auditivos de condução aérea (KULKARNI; HARTLEY, 2008) são os dispositivos com um maior número de usuários (BENTO et al., 2014). O funcionamento dos AASI consiste em amplificar o som adquirido por um ou mais microfones, e transmiti-lo à orelha externa por meio de sistemas vibro-acústicos (alto-falante). Em geral, os AASI incorporam um processador digital de sinais (*DSP Digital Signal Processor*), um alto-falante e uma bateria para alimentar o sistema como mostrado na Fig. A.4. Existem vários tipos de AASI classificados de acordo com o seu posicionamento em relação à orelha externa.

Se a orelha interna do paciente encontra-se danificada, resultando em perda auditiva severa ou profunda, a simples amplificação



Figura A.4: Esquema de um aparelho auditivo de amplificação sonora individual (adaptado de www.hiddenhearing.ie).

do som através de alto falante ou do estímulo da cadeia ossicular não é efetiva (BENTO et al., 2014). A solução desenvolvida com o propósito de estimular diretamente, através de uma fonte de corrente elétrica, as fibras neurais ao longo da cóclea é o implante coclear (IC). O esquema das partes de um IC tradicional é mostrado na Fig. A.5. O microfone é posicionado de maneira similar a um aparelho auditivo retroauricular convencional (TEFILI et al., 2013), captura os sinais acústicos os quais são tratados no DSP e enviados via radio-frequência (RF) a um receptor implantado abaixo da pele. O receptor gera impulsos elétricos enviados a um arranjo de eletrodos que estimulam as fibras neurais da cóclea (CARLSON et al., 2012). Os eletrodos próximos do ápice estimulam as fibras nervosas responsáveis pelas frequências baixas, e os eletrodos próximas à base, a fibras nervosas responsáveis pelas frequências altas (BERNHARD et al., 2011). Atualmente, existem unicamente cinco fabricantes de IC no mundo, sendo que os três maiores são *Cochlear Corporation*, *Advanced Bionics Corporation* e *Med-El Corporation* (ZENG et al., 2008; CARLSON et al., 2012).

Como alternativa para pacientes que não obtêm satisfação ou benefício dos AASI, e ainda não são candidatos para o implante coclear (IC), tem-se os aparelhos auditivos implantáveis (AAI) (HAYNES et al., 2009), também conhecidas como prótese ativa (BEUTNER; HÜTTENBRINK, 2009) ou implante de orelha média¹. O funcionamento desse tipo de dispositivos é similar a um AASI, no entanto, em lugar de

¹Neste trabalho não é usada essa definição para separar das próteses de orelha média especificadas para tratamento de perda condutiva

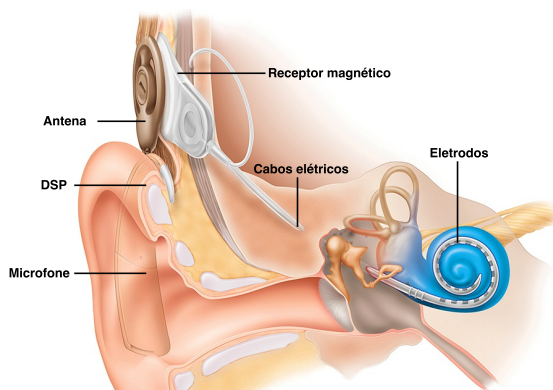


Figura A.5: Esquema do implante coclear tradicional (adaptado de (ZENG et al., 2008) e <https://commons.wikimedia.org>).

amplificar as ondas acústicas, o processador envia sinais elétricos a um atuador acoplado aos ossículos da orelha média, aumentando em alguns casos o ganho em certas faixas de frequência (CARLSON et al., 2014). Esse atuador pode ser eletromagnético ou piezelétrico, podendo variar ainda a posição e forma de acoplamento (PURIA et al., 2013).

Se o microfone do aparelho for externo como no caso do AASI, o dispositivo é chamado parcialmente implantável (COUNTER, 2008; BITTENCOURT et al., 2014). O sinal do microfone é transmitido a um receptor implantado embaixo da pele via radio-frequência. Dentro dessa classificação de aparelhos, são comercializados o *Vibrant Soundbridge* da empresa *Med-El*, que usa um atuador eletromagnético, conhecido como FMT (*floating mass transducer*) (COUNTER, 2008) acoplado ao estribo² o qual está conectado através de cabos elétricos ao receptor (Fig. A.6).

Encontra-se também na classificação desses aparelhos o *Maxum* (PELOSI et al., 2014) da empresa *Ototronix*, que usa um ímã acoplado na junta incudostapedial, o qual é estimulado com uma bobina localizada no canal auditivo externo, sem necessidade de cabos (Fig. A.7).

Quando o microfone, transdutor de entrada ou sensor, é implantado, o aparelho auditivo é conhecido como totalmente im-

²Também pode estar acoplado no ramo longo da bigorna ou mais recentemente na janela oval (<http://www.medel.com>)

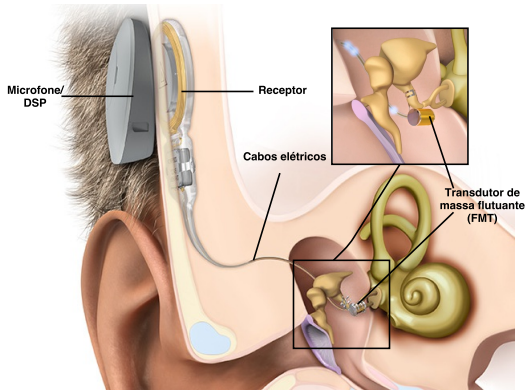


Figura A.6: Esquema do aparelho *Vibrant Soundbridge* (adaptado de <http://www.medel.com>).

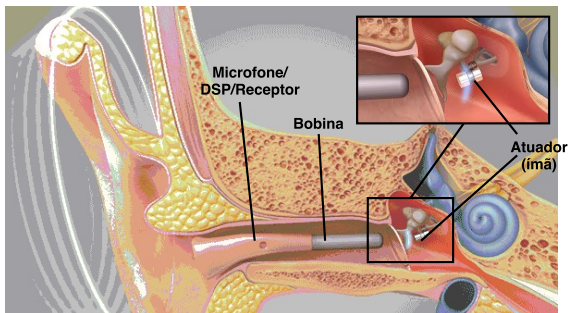


Figura A.7: Esquema do aparelho *Maxum* (adaptado de <http://www.ototronix.com>).

plantável (AATI), descritos com maior detalhe na Seção 2.4. Atualmente existem unicamente dois AATI no mercado. O primeiro é o *Carina* (JENKINS et al., 2007; BRUSCHINI et al., 2010) inicialmente comercializado pela *Otologics* (agora *Cochlear Corporation*) que usa um microfone subcutâneo para captar o som externo, processado depois no DSP que envia o sinal a um atuador eletrodinâmico acoplado no estribo (Fig. A.8).

Outro AATI atualmente comercializado é o *Esteem* (CHEN et al., 2004; ESTUDO...; KRAUS et al., 2011; MARZO et al., 2014) da *Envoy Medical*, que usa um sensor de força piezoelétrico para captar a vibração da bígorna, e outro transdutor piezoelétrico para estimular o estribo

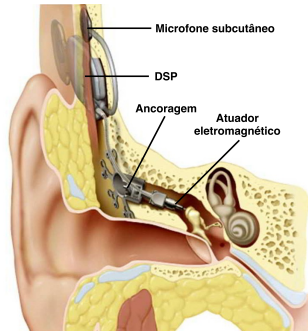


Figura A.8: Esquema do aparelho *Carina* (adaptado de wordlesstech.com/first-totally-implanted-hearing-aid/).

(Fig. A.9).

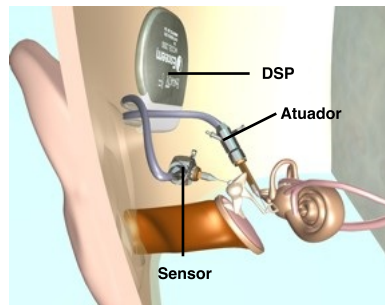


Figura A.9: Esquema do aparelho *Esteem* (adaptado de <http://www.docteuraidan.fr>).

APÊNDICE B - Teoria de vibrações e análise modal

B.1 TEORIA DE VIBRAÇÕES E ANÁLISE MODAL

A presente seção recolhe alguns conceitos básicos de vibrações e análise modal numérica (PETYT, 2010; BRANDT, 2011), úteis para entender e descrever o comportamento dinâmico de um sistema mecânico.

B.1.1 Sistema de um grau de liberdade

Tem-se o sistema de um grau de liberdade da Fig. B.1 com uma massa m se movimentando numa única direção translacional com deslocamento em função do tempo $u(t)$. A massa está conectada ao chão através de uma mola com rigidez k e um amortecedor com constante c . Nela esta sendo aplicada uma força dinâmica $F(t)$.

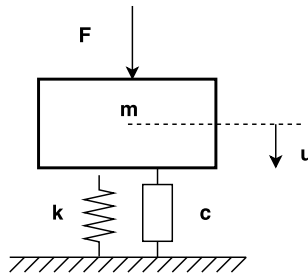


Figura B.1: Sistema mecânico de um grau de liberdade, com uma massa m se movimentando numa direção e conectada através de uma mola com rigidez k e um amortecedor com constante c .

Considerando a segunda lei de Newton o movimento do sistema está descrito por:

$$m\ddot{u} = -c\dot{u} - ku + F(t). \quad (\text{B.1})$$

Rearranjando os termos e aplicando a transformada de Laplace, a Eq. B.1 pode ser escrita:

$$(ms^2 + cs + k)U(s) = F(s). \quad (\text{B.2})$$

B.1.2 Função de transferência e função de resposta em frequência

A Eq. B.2 leva à definição de *função de transferência* entre a força $F(s)$ e o deslocamento $U(s)$:

$$H(s) = \frac{U(s)}{F(s)} = \frac{1/m}{s^2 + sc/m + k}. \quad (\text{B.3})$$

Para sistemas de segunda ordem, o denominador da Eq. B.3 pode ser escrito como:

$$H(s) = \frac{1/m}{s^2 + 2s\zeta\omega_n + \omega_n^2}, \quad (\text{B.4})$$

sendo $\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$ a *frequência (angular) natural* não-amortecida, e $\zeta = \frac{c}{2\sqrt{mk}}$ o fator de amortecimento ou amortecimento relativo.

Para caracterizar dinamicamente o sistema, é medida a *função de resposta em frequência* (FRF) $H(f)$, aplicando $s = j\omega$ na Eq.B.3, sendo $j = \sqrt{-1}$. Isto também pode ser interpretado como uma força aplicada de carácter harmônico $F = F_0 e^{j\omega t}$.

A FRF relaciona o espectro da saída (deslocamento) e o espectro da entrada (força) aplicada com uma frequência $f = \omega/2\pi$, dessa maneira:

$$H(f) = \frac{U(f)}{F(f)} = \frac{1/k}{1 - (f/f_n)^2 + 2j\zeta(f/f_n)}, \quad (\text{B.5})$$

sendo $f_n = \omega_n/2\pi$ a *frequência natural* do sistema. Comumente $H(f)$ é chamada de receptância. Já que experimentalmente é mais simples medir respostas como a velocidade ou aceleração, são definidas as FRF de mobilidade $H_V(f) = j2\pi f \cdot H(f)$, e aceleração $H_A(f) = j2\pi f \cdot H_V(f)$.

B.1.3 Representação gráfica da função de resposta em frequência

Como a receptância, mobilidade ou aceleração são vetores de números complexos, é possível calcular sua magnitude:

$$|H(f)| = \sqrt{\text{Re}(H(f))^2 + \text{Im}(H(f))^2}, \quad (\text{B.6})$$

e ângulo de fase:

$$\angle H(f) = \arctan \left(\frac{\text{Im}(H(f))}{\text{Re}(H(f))} \right). \quad (\text{B.7})$$

Essas quantidades podem ser representadas num diagrama de Bode como mostrado na Fig. B.2¹ para um sistema de um grau de liberdade onde a frequência natural f_n é aproximadamente 150 Hz .

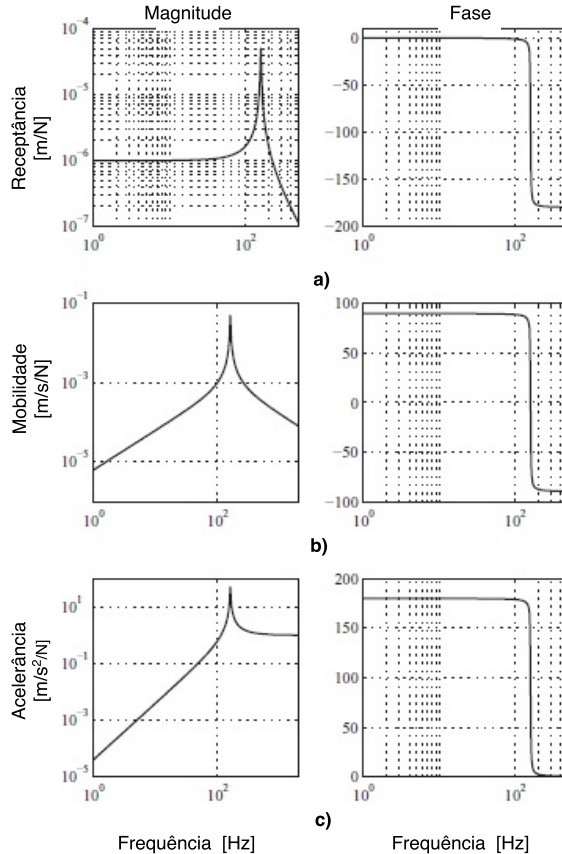


Figura B.2: Diagramas de Bode das FRF de um sistema mecânico de um grau de liberdade: a) receptância; b) mobilidade e c) aceleração (adaptado de Brandt (2011)).

¹No diagrama de Bode os gráficos de magnitude a fase são colocados na vertical e não na horizontal.

B.1.4 Resposta em frequência para sistemas com múltiplos graus de liberdade

As equações de movimento de um sistema com múltiplos graus de liberdade podem ser escritas na forma matricial:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{u}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{u}} + \mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (\text{B.8})$$

sendo \mathbf{u} o vetor de deslocamentos; \mathbf{M} , \mathbf{C} e \mathbf{K} as matrizes de massa, amortecimento e rigidez do sistema; e \mathbf{F} o vetor de forças externas aplicadas ao sistema. A modelagem de sistemas mecânicos implica a montagem das matrizes do sistema a fim de obter as respostas dinâmicas.

Aplicando a transformada de Laplace a Eq. B.8 tem-se:

$$[s^2\mathbf{M} + s\mathbf{C} + \mathbf{K}]\mathbf{U}(s) = \mathbf{F}(s), \quad (\text{B.9})$$

que pode ser escrito como:

$$\mathbf{Z}(s)\mathbf{U}(s) = \mathbf{F}(s), \quad (\text{B.10})$$

sendo $\mathbf{Z}(s)$ a matriz de impedância. Invertendo a matriz de impedância e aplicando $s = j\omega$ é obtida a matriz de receptâncias $\mathbf{H}(s = j\omega)$ definida pela equação matricial:

$$\mathbf{H}(s = j\omega)\mathbf{F}(j\omega) = \mathbf{U}(j\omega), \quad (\text{B.11})$$

onde cada termo da matriz de receptâncias $p \times q$ é definido como:

$$H_{pq}(j\omega) = \frac{U_p(j\omega)}{F_q(j\omega)}, \quad (\text{B.12})$$

sendo $F_q(j\omega)$ a força aplicada no grau de liberdade q , e $U_p(j\omega)$ é o deslocamento medido no grau de liberdade p . Para calcular os termos da matriz de receptâncias tem que ser calculada a matriz de impedâncias $\mathbf{Z}(j\omega)$ e depois invertê-la para cada frequência $\mathbf{H}(j\omega) = \mathbf{Z}(j\omega)^{-1}$, sendo que $f = \omega/2\pi$. Este método para encontrar as respostas do sistema é chamado também de *método direto*.

B.1.5 Análise modal

Assumindo que o sistema é não amortecido e vibra livremente ($\mathbf{F} = \mathbf{0}$) a Eq. B.9 pode ser escrita como:

$$[s^2\mathbf{M} + \mathbf{K}]U(s) = \mathbf{0}. \quad (\text{B.13})$$

Pré-multiplicando pela inversa de \mathbf{M} e rearranjando os termos da Eq.B.13, obtém-se:

$$[\mathbf{M}^{-1}\mathbf{K} + s^2\mathbf{I}]U(s) = \mathbf{0}, \quad (\text{B.14})$$

que constitui a típica equação do problema de autovalor e autovetor:

$$[\mathbf{A} + \lambda_m\mathbf{I}]\Psi_m = \mathbf{0}, \quad (\text{B.15})$$

sendo a matriz $\mathbf{A} = \mathbf{M}^{-1}\mathbf{K}$ e os autovalores $\lambda_m = -s^2$. Os autovalores são os valores que satisfazem a Eq.B.15, e para cada autovalor existe um autovetor Ψ_m . A frequência $\omega_m = \pm\sqrt{\lambda_m}$ é a frequência natural não amortecida para o modo m .

Devido ao critério de ortogonalidade (BRANDT, 2011) é possível diagonalizar as matrizes do sistema usando os autovetores. Sendo assim pode-se escrever o vetor de deslocamento em função das coordenadas modais:

$$\mathbf{u} = \Psi\bar{\mathbf{q}}, \quad (\text{B.16})$$

sendo Ψ a matriz de formas modais ou matriz de autovetores (que contém os autovetores Ψ_m), e $\bar{\mathbf{q}}$ é o vetor de coordenadas modais q_m . Assim a Eq. B.8 pode ser escrita como:

$$\mathbf{M}\Psi\ddot{\bar{\mathbf{q}}} + \mathbf{C}\Psi\dot{\bar{\mathbf{q}}} + \mathbf{K}\Psi\bar{\mathbf{q}} = \mathbf{F}, \quad (\text{B.17})$$

e pré-multiplicando por Ψ^T pode se escrever:

$$\Psi^T\mathbf{M}\Psi\ddot{\bar{\mathbf{q}}} + \Psi^T\mathbf{C}\Psi\dot{\bar{\mathbf{q}}} + \Psi^T\mathbf{K}\Psi\bar{\mathbf{q}} = \Psi^T\mathbf{F}. \quad (\text{B.18})$$

Desse modo obtém-se as matrizes modais de massa $\bar{\mathbf{M}} = \Psi^T\mathbf{M}\Psi$, e rigidez $\bar{\mathbf{K}} = \Psi^T\mathbf{K}\Psi$ as quais são diagonais e cujos termos são m_m e k_m respectivamente. A matriz de amortecimento $\bar{\mathbf{C}} = \Psi^T\mathbf{C}\Psi$ será revisada posteriormente. Também é obtido o vetor de forças modais $\bar{\mathbf{F}} = \Psi^T\mathbf{F}$ cujos termos são f_m . Assim a Eq. B.18 é escrita como:

$$\bar{\mathbf{M}}\ddot{\bar{\mathbf{q}}} + \bar{\mathbf{C}}\dot{\bar{\mathbf{q}}} + \bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbf{q}} = \bar{\mathbf{F}}. \quad (\text{B.19})$$

B.1.6 Amortecimento

B.1.6.1 Amortecimento estrutural

Quando o sistema apresenta amortecimento estrutural a Eq.B.19 é escrita como:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{u}} + [\mathbf{K} + j\mathbf{L}]\mathbf{u} = \mathbf{F}, \quad (\text{B.20})$$

onde a matriz complexa $[\mathbf{K} + j\mathbf{L}]$ é obtida substituindo o módulo de elasticidade do material E por um módulo de elasticidade complexo $E(1 + j\eta)$, sendo η o *fator de perda* do material. Assim a Eq. B.19 em coordenadas modais pode ser escrita como:

$$\bar{\mathbf{M}}\ddot{\bar{\mathbf{q}}} + (1 + j\eta)\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbf{q}} = \bar{\mathbf{F}}. \quad (\text{B.21})$$

Nesse caso a Eq.B.21 apresenta unicamente matrizes diagonais, o que faz que as equações envolvidas estejam desacopladas e possam ser escritas de forma independente:

$$m_m\ddot{q}_m + (1 + j\eta)k_m q_m = f_m. \quad (\text{B.22})$$

Se a frequência natural não amortecida para o modo m é $\omega_m = \sqrt{k_m/m_m}$ então a Eq.B.22 é escrita como:

$$\ddot{q}_m + (1 + j\eta)\omega_m^2 q_m = f_m. \quad (\text{B.23})$$

B.1.6.2 Amortecimento proporcional

Quando o sistema apresenta amortecimento proporcional (também chamado amortecimento viscoso ou de Rayleigh) a matriz de amortecimento pode ser escrita de forma proporcional à massa e a rigidez:

$$\mathbf{C} = \alpha_p\mathbf{M} + \beta_p\mathbf{K}. \quad (\text{B.24})$$

Assim a Eq. B.19 pode ser escrita como:

$$(1 + \alpha_p)\bar{\mathbf{M}}\ddot{\bar{\mathbf{q}}} + (1 + \beta_p)\bar{\mathbf{K}}\bar{\mathbf{q}} = \bar{\mathbf{F}}, \quad (\text{B.25})$$

que também tem matriz diagonais, e cujas equações podem ser escri-

tas de maneira desacoplada como:

$$\ddot{q}_m + 2\gamma_m\omega_m\dot{q}_m + \omega_m^2q_m = f_m, \quad (\text{B.26})$$

sendo γ_m o fator de amortecimento modal que esta relacionado com as constantes de amortecimento proporcional através de:

$$2\gamma_m\omega_m = \alpha_p + \beta_p\omega_m^2. \quad (\text{B.27})$$

B.1.7 Resposta em frequência por superposição modal

Ao multiplicar a matriz de impedâncias $Z(s) = [s^2\mathbf{M} + s\mathbf{C} + \mathbf{K}] = \mathbf{H}(s)^{-1}$ da Eq. B.9 pela matriz de autovetores Ψ é pré-multiplicando pela transposta Ψ^T obtém-se:

$$\Psi^T[s^2\mathbf{M} + s\mathbf{C} + \mathbf{K}]\Psi = \Psi^T\mathbf{H}(s)^{-1}\Psi. \quad (\text{B.28})$$

Substituindo pelas matrizes modais tem-se:

$$[s^2\bar{\mathbf{M}} + s\bar{\mathbf{C}} + \bar{\mathbf{K}}] = \Psi^T\mathbf{H}(s)^{-1}\Psi. \quad (\text{B.29})$$

Aplicando a inversa e multiplicando por Ψ^T e pré-multiplicando por Ψ obtém-se:

$$\mathbf{H}(s) = \Psi[s^2\bar{\mathbf{M}} + s\bar{\mathbf{C}} + \bar{\mathbf{K}}]^{-1}\Psi^T. \quad (\text{B.30})$$

Como as matrizes são diagonais, a inversa da matriz é o recíproco de cada termo da matriz. Assim, para amortecimento proporcional cada termo da matriz de receptâncias pode ser expresso por:

$$H_{pq}(j\omega) = \sum_{m=1}^{n_m} \frac{\Psi_{pm}\Psi_{qm}}{(1 + j\eta)\omega_m^2 - \omega^2}, \quad (\text{B.31})$$

sendo n_m o número de modos. Para amortecimento proporcional:

$$H_{pq}(j\omega) = \sum_{m=1}^{n_m} \frac{\Psi_{pm}\Psi_{qm}}{\omega_m^2 - \omega^2 + j2\gamma_m\omega_m\omega}, \quad (\text{B.32})$$

onde Ψ_{pm} é o coeficiente da forma modal no ponto p para o modo m .

B.1.8 Métodos de comparação de respostas: MAC e FRAC

Com o intuito de comparar a similaridade entre diferentes formas modais de dois modelos (seja numérico ou experimental) é usado o método de correlação modal **MAC** (*Modal assurance criterion*) (EWINS, 1984, 2000; ALLEMANG, 2003). O valor de **MAC** entre dois modos, com os seus correspondentes vetores Ψ_A e Ψ_B , está definido como:

$$\mathbf{MAC}(A, B) = \frac{|\Psi_A \Psi_B^T|^2}{|\Psi_A \Psi_A^T| |\Psi_B \Psi_B^T|}. \quad (\text{B.33})$$

Os valores do **MAC** variam entre 0 para nenhuma correlação entre os vetores comparados, e 1 indicando uma perfeita correlação. Se forem comparados um número de modos do modelo de referência m_A , e m_B modos do modelo a ser analisado, são calculados $m_A \cdot m_B$ valores de **MAC**. Esses valores são usualmente apresentados em forma de matriz para relacionar os diferentes modos de cada modelo.

Um fator importante no cálculo do **MAC** é a escolha do número de graus de liberdade a serem medidos (EWINS, 2000). A exatidão no cálculo da correlação é maior quanto maior seja o número de graus de liberdade considerados na medição. Devido à dificuldade em determinar o número de graus de liberdade a serem medidos, é usado o cálculo do **AutoMAC** onde o conjunto de formas modais é correlacionada com ele mesmo (**AutoMAC** = **MAC**(A, A)). Consequentemente, pelo critério de ortogonalidade dos autovetores, os valores fora da diagonal deveriam se aproximar de 0.

Como a obtenção das respostas modais é uma tarefa mais complexa do que a medição das FRFs, é possível correlacionar conjuntos de FRFs dos sistemas a comparar através do método de correlação da resposta em frequência **FRAC** (*Frequency response assurance criterion*). Dessa maneira, é definido método de correlação **FRAC** entre duas FRFs $H_A(\omega_A)$ e $H_B(\omega_B)$ (NEFSKE; SUNG, 1996; EWINS, 2000; ALLEMANG, 2003):

$$\mathbf{FRAC}(\omega_A, \omega_B) = \frac{|H_A(\omega_A)H_B(\omega_B)^T|^2}{|H_A(\omega_A)H_A(\omega_A)^T| |H_B(\omega_B)H_B(\omega_B)^T|}. \quad (\text{B.34})$$

De modo similar ao **MAC**, os valores do **FRAC** são apresentados em formas de matriz, relacionando as FRFs para cada frequência em que foi medido, sendo que um valor de 1 indica uma perfeita

correlação das respostas. Como as FRFs têm a participação de todos os modos do sistema, a matriz de valores de **FRAC** é mais densa, ou seja tem uma maior quantidade de valores próximos da 1 fora da diagonal (EWINS, 2000).

APÊNDICE C - Dinâmica de sistema multicorpos

C.1 DINÂMICA DE SISTEMA MULTICORPOS

Entende-se como sistema multi-corpos (MC) um conjunto de componentes rígidos e flexíveis nos quais atuam diferentes forças e que estão interconectados através de diferentes tipos de juntas cinemáticas que restringem e controlam o movimento relativo entre eles, caracterizado de maneira geral por grandes deslocamentos e rotações. Um esquema de um sistema MC genérico é mostrado na Fig. C.1.

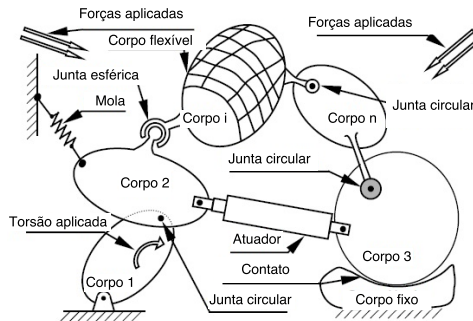


Figura C.1: Representação geral de um sistema multi-corpos com componentes rígidos e flexíveis interconectados por juntas cinemáticas e forças externas aplicadas (Adaptado de Flores (2004)).

C.1.1 Sistemas de coordenadas

A configuração de um sistema multi-corpos pode ser descrita usando grandezas tais como posição, velocidade e aceleração. Sendo grandezas vetoriais elas são definidas de acordo a um sistema de coordenadas. No estudo de sistemas multi-corpos rígidos são usados normalmente dois sistemas de coordenadas como mostrado na Fig. C.2. O primeiro deles é o *sistema de coordenadas globais* com origen em O e eixos ortogonais X_1 , X_2 e X_3 , fixo no tempo e padrão para todos os corpos do sistema. O segundo é o *sistema de coordenadas locais* ligado ao corpo i na origem O^i , com eixos ortogonais X_1^i , X_2^i e X_3^i rotacionados com respeito ao sistema global com ângulos θ_1^i , θ_2^i e θ_3^i , e o qual se desloca e rotaciona de acordo com o movimento do corpo.

Assim, a posição de um ponto P^i no corpo i mostrado na

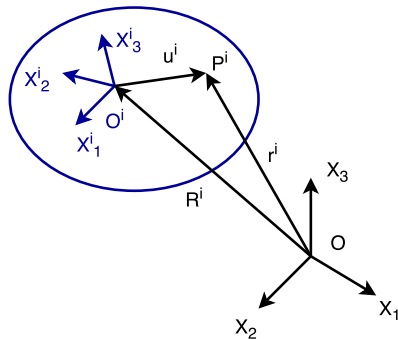


Figura C.2: Sistema de coordenadas globais com origem em O , e locais em O^i de um corpo rígido i com os vetores de posição do ponto P^i no corpo.

Fig. C.2, com respeito ao sistema de coordenadas global é definido pelo vetor (SHABANA, 2013):

$$\mathbf{r}^i = \mathbf{R}^i + \mathbf{u}^i = \mathbf{R}^i + \mathbf{A}^i \bar{\mathbf{u}}^i, \quad (\text{C.1})$$

sendo \mathbf{R}^i o vetor de posição da origem do sistema de referência local, $\bar{\mathbf{u}}^i$ o vetor de posição do ponto P^i com respeito ao sistema de coordenadas locais, transformado à coordenadas globais através da matriz $\mathbf{A}^i = \mathbf{A}^i(\theta_1^i, \theta_2^i, \theta_3^i)$.

Desta maneira o movimento de um corpo rígido i é definido pelo vetor de coordenadas generalizadas:

$$\mathbf{q}^i = \{R_1^i \ R_2^i \ R_3^i \ \theta_1^i \ \theta_2^i \ \theta_3^i\}^T. \quad (\text{C.2})$$

Portanto, para descrever a configuração de um sistema multi-corpos rígidos com n_c corpos, são necessárias $n = 6n_c$ coordenadas generalizadas definidas no vetor $\mathbf{q} = \{q_1 \ q_1 \ \dots \ q_n\}^T$. Essas coordenadas generalizadas não são totalmente independentes devido à presença das conexões mecânicas entre os corpos. Alguns exemplos de conexões são mostrados na Fig. C.3

C.1.2 Restrições e juntas cinemáticas

Com o objetivo de descrever como as conexões cinemáticas restringem o movimento relativo entre dois corpos, i e j como os mostra-

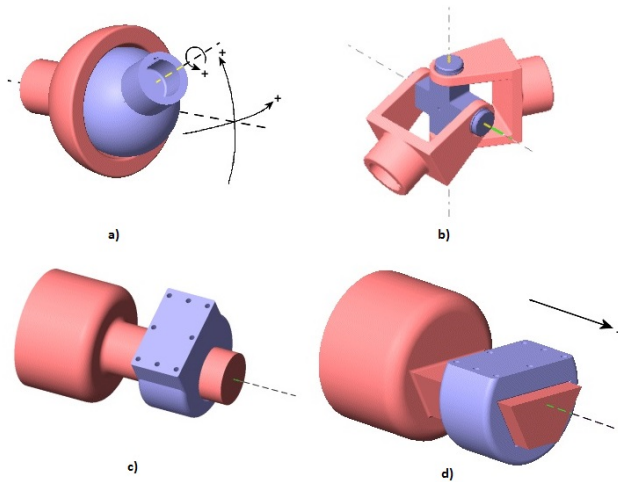


Figura C.3: Exemplos de juntas mecânicas indicando os seus movimentos principais: a) junta esférica; b) junta universal; c) junta cilíndrica; e d) junta prismática.

dos na Fig. C.4, as coordenadas generalizadas são relacionadas através das equações de restrição.

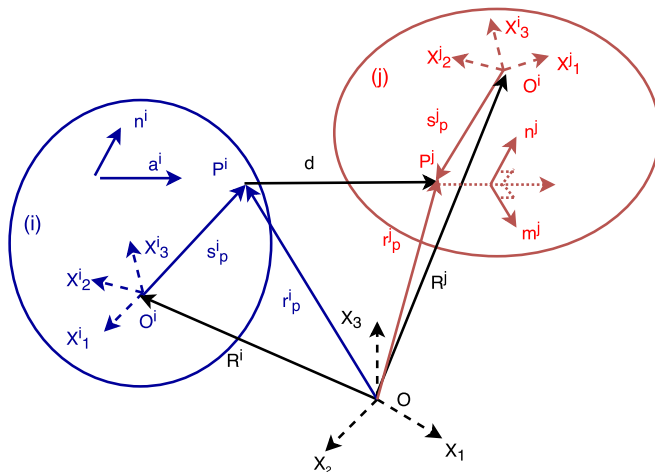


Figura C.4: Representação vetorial das principais juntas cinemáticas entre dois corpos rígidos i e j

Por exemplo, para definir a junta esférica da Fig. C.3 a), a posição do ponto P^i e do ponto P^j na Fig. C.4 e a mesma portanto as equações de restrição são (NIKRAVESH, 1988):

$$\Phi^{(s,3)} \equiv \mathbf{r}_p^i - \mathbf{r}_p^j = \mathbf{d} = \mathbf{0}. \quad (\text{C.3})$$

A junta universal da Fig. C.3 b) é definida pelas tres equações da junta esférica, mais uma equação que restrinja o movimento de um vetor qualquer no corpo i em relação à normal ao vetor \mathbf{d} que une os dois corpos :

$$\Phi^{(u,4)} \equiv \left\{ \begin{array}{c} \Phi^{(s,3)} \\ (\mathbf{a}^i)^T \mathbf{n}^j \end{array} \right\} = \mathbf{0}. \quad (\text{C.4})$$

A junta cilíndrica da Fig. C.3 c) também é definida pelas relações entre esses vetores normais do corpo j :

$$\Phi^{(c,4)} \equiv \left\{ \begin{array}{c} (\mathbf{a}^i)^T \mathbf{n}^j \\ (\mathbf{a}^i)^T \mathbf{m}^j \\ \mathbf{d}^T \mathbf{n}^j \\ \mathbf{d}^T \mathbf{m}^j \end{array} \right\} = \mathbf{0}. \quad (\text{C.5})$$

A junta translacional ou prismática da Fig. C.3 d), usa as equações C.5 da junta cilíndrica mais uma que restrinja o movimento do vetor normal no corpo i :

$$\Phi^{(t,5)} \equiv \left\{ \begin{array}{c} \Phi^{(c,4)} \\ (\mathbf{n}^i)^T \mathbf{m}^j \end{array} \right\} = \mathbf{0}. \quad (\text{C.6})$$

Dessa forma para um sistema multi-corpos com un número r de equações de restrição pode-se escrever:

$$\Phi(\mathbf{q}, t) = \left\{ \begin{array}{c} \Phi_1(q_1, q_2, \dots, q_n, t) \\ \Phi_2(q_1, q_2, \dots, q_n, t) \\ \vdots \\ \Phi_r(q_1, q_2, \dots, q_n, t) \end{array} \right\} = \mathbf{0}. \quad (\text{C.7})$$

O número de *graus de liberdade* do sistema multi-corpos está definido pela diferença $n - r$. Se o termo do tempo t não aparece explicitamente nas Eqs. C.7, são da forma $\Phi(\mathbf{q}) = 0$ e são chamadas de holonômicas *escleronômicas*, caso contrário são chamadas *reonômicas* (SHABANA, 2013). Quando as restrições incluem a velocidade $\Phi(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, t)$ as restrições são chamadas de *cinemáticas*. As restrições cinemáticas são *não-holonômicas* quando $\Phi(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, t)$ não são integráveis no tempo e não podem-se reduzir a restrições holonômicas ou geométricas.

Para avaliar cinematicamente os componentes do sistema multi-corpos é necessário obter as derivadas das Equações C.7 de restrição, as quais são não lineares e usualmente são resolvidas com métodos de aproximação (FLORES, 2004). As equações de restrição de velocidade são obtidas derivando as Eqs. C.7:

$$\Phi_q \dot{\mathbf{q}} = -\Phi_t, \quad (\text{C.8})$$

sendo Φ_q a *matriz jacobiana de restrições* definida por:

$$\Phi_q = \frac{\partial \Phi}{\partial \mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \Phi_1}{\partial q_1} & \frac{\partial \Phi_1}{\partial q_2} & \cdots & \frac{\partial \Phi_1}{\partial q_n} \\ \frac{\partial \Phi_2}{\partial q_1} & \frac{\partial \Phi_2}{\partial q_2} & \cdots & \frac{\partial \Phi_2}{\partial q_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial \Phi_r}{\partial q_1} & \frac{\partial \Phi_r}{\partial q_2} & \cdots & \frac{\partial \Phi_r}{\partial q_n} \end{bmatrix}. \quad (\text{C.9})$$

Uma segunda derivada com respeito ao tempo leva às equações de restrição de aceleração:

$$\Phi_q \ddot{\mathbf{q}} = -(\Phi_q \dot{\mathbf{q}})_q \dot{\mathbf{q}} - 2\Phi_{qt} \dot{\mathbf{q}} - \Phi_{tt} = \gamma. \quad (\text{C.10})$$

C.1.3 Sistemas multi-corpos flexíveis

Quando são considerados corpos deformáveis, também chamados flexíveis ou elásticos, a distância entre dois pontos arbitrários no corpo em geral não é constante devido ao movimento relativo entre as partículas que constituem o corpo (SHABANA, 2013). Portanto, a Eq. C.1 não pode ser aplicada diretamente. Para isso, é necessário decompor o vetor $\bar{\mathbf{u}}^i$ como mostrado na Fig. C.5:

$$\bar{\mathbf{u}}^i = \bar{\mathbf{u}}_0^i + \bar{\mathbf{u}}_f^i = \bar{\mathbf{u}}_0^i + \mathbf{S}^i \mathbf{q}_f^i, \quad (\text{C.11})$$

sendo \mathbf{S}^i a matriz das funções de forma e \mathbf{q}_f^i é o vetor de coordenadas

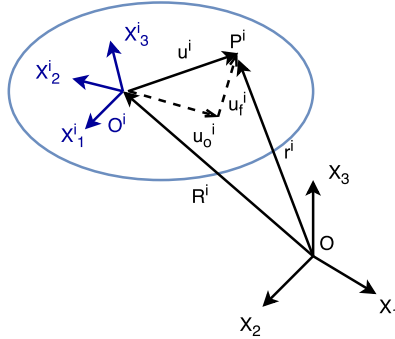


Figura C.5: Sistema de coordenadas de um corpo elástico.

generalizadas flexíveis do corpo i . A posição do ponto P^i com relação ao sistema de coordenadas globais é descrita por:

$$\mathbf{r}^i = \mathbf{R}^i + \mathbf{A}^i \bar{\mathbf{u}}^i = \mathbf{R}^i + \mathbf{A}^i (\bar{\mathbf{u}}_o^i + \mathbf{S}^i \mathbf{q}_f^i) \quad (\text{C.12})$$

Dessa maneira o sistema multi-corpos está definido pelas coordenadas generalizadas $\mathbf{q} = \{\mathbf{q}_r \quad \mathbf{q}_f\}^T$, onde $\mathbf{q}_r = \{\mathbf{R} \quad \boldsymbol{\theta}\}^T$ são as coordenadas do corpo rígido ou *coordenadas de referência* definidas na Eq. C.2. A aplicação das juntas cinemáticas nos corpos deformáveis requer um *sistema de coordenadas intermediário* fixo no corpo, adicional aos sistemas de coordenadas do corpo elástico.

A análise cinemática do corpo elástico é feita através do método de elementos finitos, dividindo o corpo em pequenas regiões como mostrado na Fig. C.6. São introduzidos o *sistema de coordenadas do elemento* j : $\mathbf{X}_1^{ij}, \mathbf{X}_2^{ij}, \mathbf{X}_3^{ij}$ que se desloca e rotaciona com o elemento; o *sistema de coordenadas do corpo* i : $\mathbf{X}_1^i, \mathbf{X}_2^i, \mathbf{X}_3^i$ que não precisa estar rigidamente acoplado ao corpo (SHABANA, 2013); e o *sistema de coordenadas intermediário* $\mathbf{X}_{i1}^{ij}, \mathbf{X}_{i2}^{ij}, \mathbf{X}_{i3}^{ij}$ cuja origem está rigidamente acoplada ao sistema de coordenadas do corpo.

O uso do sistema de coordenadas intermediário com uma função de forma que descreva um movimento rígido arbitrário, leva ao modelamento exato da cinemática do corpo rígido (SHABANA, 2013). O vetor de deslocamento de um ponto arbitrário $\bar{\mathbf{u}}^{ij}$ no elemento finito j do corpo elástico i com respeito à origem do sistema de coordenadas do corpo, está definido por:

$$\bar{\mathbf{u}}^{ij} = \mathbf{C}^{ij} \mathbf{S}^{ij} \bar{\mathbf{C}}^{ij} \mathbf{q}_n^{ij}, \quad (\text{C.13})$$

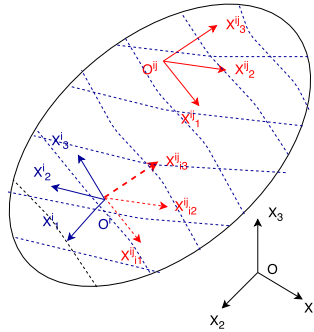


Figura C.6: Sistema de coordenadas de um elemento j no corpo flexível i .

sendo \mathbf{C}^{ij} uma matriz de transformação e \mathbf{q}_n^{ij} o vetor de coordenadas nodais do elemento j no corpo i , que estão relacionadas com as coordenadas generalizadas do corpo \mathbf{q}_n^i através de uma *matriz de transformação Booleana* ou matriz de conectividade \mathbf{B}_1^{ij} :

$$\mathbf{q}_n^{ij} = \mathbf{B}_1^{ij} \mathbf{q}_n^i. \quad (\text{C.14})$$

Considerando as condições de referência, um conjunto de restrições que relacionam as deformações nodais com as coordenadas do corpo i (SHABANA, 2013), pode se definir a posição de um ponto no corpo flexível da Eq. C.11:

$$\mathbf{q}_n^i = \mathbf{q}_0^i + \mathbf{B}_2^i \mathbf{q}_f^i, \quad (\text{C.15})$$

sendo \mathbf{q}_0^i o vetor de coordenadas nodais no estado não-deformado, \mathbf{B}_2^i é uma matriz de transformação que impõe as condições de referência, e \mathbf{q}_f^i é o novo vetor de coordenadas nodais de deformação. Assim o campo de deslocamentos da Eq. C.13 pode se escrever:

$$\bar{\mathbf{u}}^{ij} = \mathbf{N}^{ij} (\mathbf{q}_0^i + \mathbf{B}_2^i \mathbf{q}_f^i), \quad (\text{C.16})$$

onde $\mathbf{N}^{ij} = \mathbf{C}^{ij} \mathbf{S}^{ij} \bar{\mathbf{C}}^{ij} \mathbf{B}_1^{ij}$. Substituindo na Eq. C.1, a posição de um ponto arbitrário do elemento j no corpo i descreve-se como:

$$\mathbf{r}^{ij} = \mathbf{R}^i + \mathbf{A}^i = \mathbf{N}^{ij} (\mathbf{q}_0^i + \mathbf{B}_2^i \mathbf{q}_f^i). \quad (\text{C.17})$$

A energia cinética T do elemento j do corpo i é definida por:

$$T^{ij} = \frac{1}{2} \int_{V^{ij}} \rho^{ij} \dot{\mathbf{r}}^{ijT} \dot{\mathbf{r}}^{ij} dV^{ij}, \quad (\text{C.18})$$

sendo V^{ij} e ρ^{ij} o volume e a densidade do elemento j . Derivando a Eq. C.17 e substituindo na Eq. C.18:

$$T^{ij} = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^i \mathbf{M}^{ij} \dot{\mathbf{q}}^i, \quad (\text{C.19})$$

sendo \mathbf{M}^{ij} a matriz de massa do elemento j , e $\mathbf{q}^i = \{\mathbf{q}_f^i \quad \mathbf{q}_f^i\}^T$ o vetor de coordenadas generalizadas do corpo flexível i . As mesmas Equações C.18 e C.18 são aplicadas para um corpo rígido considerando unicamente $\mathbf{q}_f^i = \{\mathbf{R} \quad \boldsymbol{\theta}\}$.

Para o elemento j do corpo i , o trabalho virtual das forças elásticas é dado por (SHABANA, 2013):

$$\delta W_s^{ij} = - \int_{V^{ij}} \boldsymbol{\sigma}^{ijT} \delta \boldsymbol{\epsilon}^{ij} dV^{ij}, \quad (\text{C.20})$$

sendo $\boldsymbol{\sigma}^{ij}$ e $\boldsymbol{\epsilon}^{ij}$ os vetores de tensão e deformação do elemento j , respectivamente. Usando as equações constitutivas pode se escrever:

$$\boldsymbol{\sigma}^{ij} = \mathbf{D}^{ij} \boldsymbol{\epsilon}^{ij}, \quad (\text{C.21})$$

sendo \mathbf{D}^{ij} a matriz de coeficiente elásticos cujos termos são função do modulo de elasticidade E e do coeficiente de Poisson ν . Escrivendo o vetor de deformação em função do deslocamento $\mathbf{u}_f^{ij} = \mathbf{N}^{ij} \mathbf{B}_2^{ij} \mathbf{q}_f^i$:

$$\boldsymbol{\epsilon}^{ij} = \boldsymbol{\beta}^{ij} \mathbf{u}_f^{ij}, \quad (\text{C.22})$$

sendo $\boldsymbol{\beta}^{ij}$ uma matriz de operadores diferenciais espaciais. Dessa maneira a Eq. C.20 é escrita como:

$$\delta W_s^{ij} = - \mathbf{q}_f^{iT} \mathbf{K}_{ff}^{ij} \delta \mathbf{q}_f^i, \quad (\text{C.23})$$

sendo \mathbf{K}_{ff}^{ij} a matriz de rigidez do elemento j . As matrizes de massa e rigidez do corpo i podem ser montadas considerando um número de elementos n_e : $\mathbf{M}^i = \sum_{j=1}^{n_e} \mathbf{M}^{ij}$, e $\mathbf{K}_{ff}^i = \sum_{j=1}^{n_e} \mathbf{K}_{ff}^{ij}$.

C.1.4 Equações de movimento

Para avaliar mecanicamente um sistema multi-corpos, são empregadas as equações de Lagrange, modificadas para considerar o conjunto completo de coordenadas \mathbf{q} , tanto dependentes como independentes (SHABANA, 2013). Dessa forma e as equações de Lagrange podem ser escritas como:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{\mathbf{q}}} \right) - \left(\frac{\partial T}{\partial \mathbf{q}} \right) + \Phi_q^T \lambda = \mathbf{Q}_g \quad (\text{C.24})$$

sendo T a energia cinética do sistema, \mathbf{Q}_g o vetor das forças generalizadas, Φ_q a matriz jacobiana das restrições descrita na eq.C.9, e $\lambda = \{\lambda_1 \ \lambda_2 \ \dots \ \lambda_r\}^T$ o vetor dos multiplicadores de Lagrange. Considerando que o trabalho virtual das forças generalizadas é resultante tanto das forças generalizadas externas \mathbf{F} como das forças elásticas descrito na eq. C.23, as equações de movimento de um sistema multi-corpos pode se escrever como:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} + \Phi_q^T \lambda = \mathbf{Q}, \quad (\text{C.25})$$

a qual pode ser particionada para os componentes rígidos e elásticos:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}_{rr} & \mathbf{M}_{rf} \\ \mathbf{M}_{fr} & \mathbf{M}_{ff} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}}_r \\ \ddot{\mathbf{q}}_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_{ff} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{q}_r \\ \mathbf{q}_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Phi_{q_r}^T \\ \Phi_{q_f}^T \end{bmatrix} \lambda = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_r \\ \mathbf{Q}_f \end{bmatrix}. \quad (\text{C.26})$$

Se for considerado o amortecimento do sistema, a eq. C.25 pode ser escrita incluindo a matriz de amortecimento \mathbf{C} :

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{K}\mathbf{q} + \Phi_q^T \lambda = \mathbf{Q}. \quad (\text{C.27})$$

APÊNDICE D - Modelagem do acelerômetro piezoelétrico

D.1 MODELAGEM DO ACELERÔMETRO PIEZOELÉTRICO

Um acelerômetro piezoelétrico uniaxial pode ser representado através de um sistema de um grau de liberdade mostrado na Fig. D.1.

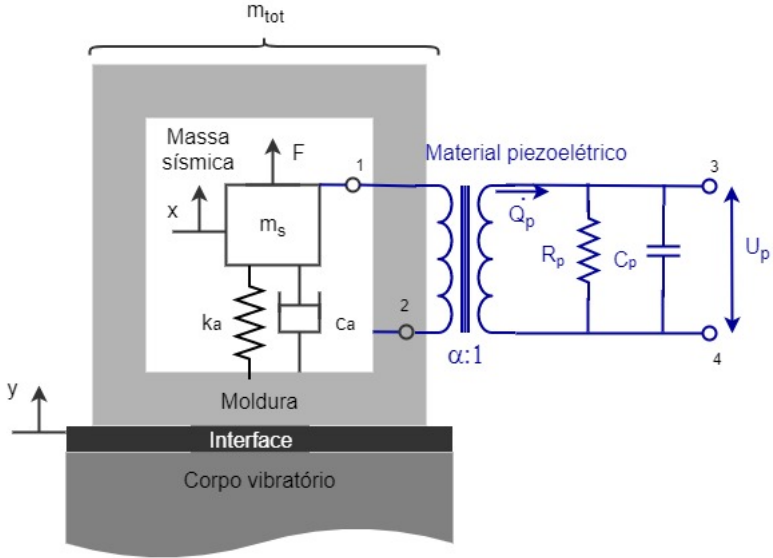


Figura D.1: Esquema de um acelerômetro piezoelétrico uniaxial.

O sistema consiste em uma massa sísmica m_s conectada à base ou moldura através de uma mola de constante k_a , e um amortecedor viscoso de constante c_a . A vibração do sistema mecânico é acoplada através dos terminais 1 e 2 a um circuito que representa o material piezoelétrico como uma fonte de carga, com uma capacitância C_p e uma resistência R_p . Considerando as equações constitutivas piezoelétricas o sensor está descrito por (PRIYA; INMAN, 2009):

$$m_s \ddot{x} + c_a (\dot{x} - \dot{y}) + k_a (x - y) = F - \alpha U_p, \quad (D.1)$$

$$R_p (\dot{x} - \dot{Q}_p) + \frac{1}{C_p} (\alpha x - Q_p) = U_p,$$

sendo x o deslocamento da massa sísmica, y o deslocamento no ponto onde o sensor está acoplado, Q_p a carga elétrica, F e U_p as forças e tensões elétricas externas aplicadas ao sistema. O acoplamento do ace-

lerômetro com o corpo vibratório é feito através do termo y e inclui a massa total do acelerômetro m_{tot} , enquanto o acoplamento com o circuito de amplificação é expresso pela tensão externa U_p e sua conexão através dos terminais 3 e 4.

A medição da carga Q_p ou da tensão elétrica U_p depende do circuito de amplificação utilizado (SIROHI; CHOPRA, 2000). O circuito de amplificação de carga o amplificador de trans-impedância mostrado na Fig. D.2 tem a vantagem de que os efeitos das capacitâncias do sensor C_p e dos cabos elétricos C_c não produzem efeitos na saída de tensão do amplificador U_a . Isto significa que o sensor e o amplificador podem ser calculados separadamente (SIROHI; CHOPRA, 2000; TADIGADAPA; MATETI, 2009). Dessa maneira a tensão elétrica de saída do amplificador U_{amp} em função da frequência ω é dada por:

$$U_{\text{amp}} = \frac{-j\omega Q_p R_f}{1 + j\omega R_f C_f'} \quad (\text{D.2})$$

sendo R_f e C_f a resistência e capacitância do circuito de amplificação. Estes componentes tem influência no ruído elétrico do sensor, como analisado em (GESING, 2017).

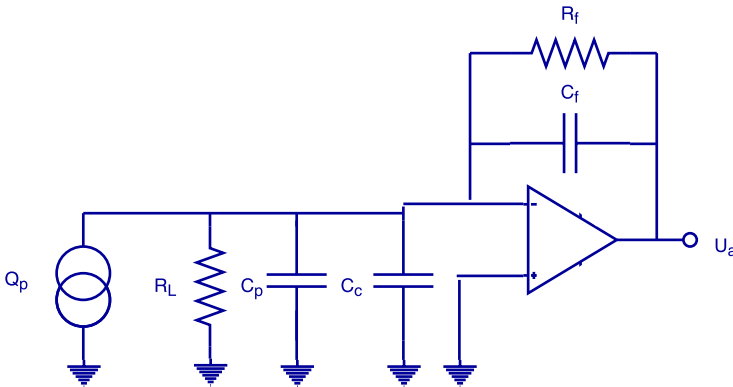


Figura D.2: Esquema de um circuito de amplificação de carga para sensores piezoelétricos.

Sendo que impedância do circuito de amplificação é muito menor que a dos componentes mecânicos do acelerômetro, e que neste tipo de sensor não existem forças externas aplicadas sobre a massa sísmica, a Eq. D.3 pode ser escrita como (KAAJAKARI, 2009):

$$m_s \ddot{x} + c_a (\dot{x} - \dot{y}) + k_a (x - y) = 0 \quad (\text{D.3})$$

Definindo $d = x - y$ como o deslocamento relativo entre a massa sísmica e a moldura, pode se escrever:

$$m_s \ddot{d} + c_a \dot{d} + k_a d = -m_s \ddot{y} \quad (\text{D.4})$$

Considerando um movimento harmônico na moldura de tipo $y = Y_0 e^{j\omega t}$, e no deslocamento relativo $d = D_0 e^{j(\omega t - \phi)}$ com uma fase ϕ , a Eq. D.4 pode ser escrita como:

$$-m_s \omega^2 D_0 e^{j(\omega t - \phi)} + c_a j \omega D_0 e^{j(\omega t - \phi)} + k_a D_0 e^{j(\omega t - \phi)} = m_s \omega^2 Y_0 e^{j\omega t}. \quad (\text{D.5})$$

Sendo que a amplitude da aceleração da moldura é definida como $A_0 = Y_0 \omega^2$, a Eq. D.5 pode ser escrita como:

$$A_0 = \left(-\omega^2 + \frac{j\omega c_a}{m_s} + \frac{k_a}{m_s} \right) D_0 e^{-j\phi}. \quad (\text{D.6})$$

Definindo a frequência natural ω_n e fator do amortecimento ζ do acelerômetro como:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_a}{m_s}}, \quad (\text{D.7})$$

$$\zeta = \frac{c_a}{2\omega_n m_s},$$

a Eq. D.6 pode ser escrita como:

$$A_0 = (\omega_n^2 - \omega^2 + 2j\zeta\omega\omega_n) D_0 e^{-j\phi}, \quad (\text{D.8})$$

e o módulo da aceleração da moldura:

$$A_0 = \left| 1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2} + 2j\zeta \frac{\omega}{\omega_n} \right| D_0. \quad (\text{D.9})$$

Se $\omega \ll \omega_n$ o deslocamento relativo na mola k_a :

$$D_0 \approx \frac{A_0}{\omega_n^2}, \quad (\text{D.10})$$

o que indica que a deformação das molas é proporcional à aceleração da moldura.