

LEONARDO PEREIRA DE PAULA

**ANÁLISE TEÓRICA E EXPERIMENTAL DA
TRANSFERÊNCIA DE MASSA NA ORELHA MÉDIA
HUMANA PARA AVALIAÇÃO DO DESCONFORTO DE
PRESSÃO EM CABINES DE AERONAVES**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Doutor em Engenharia Mecânica.

**CONSULTA
FT-3262
versão corr.**

São Paulo
2013

OK

LEONARDO PEREIRA DE PAULA

**ANÁLISE TEÓRICA E EXPERIMENTAL DA
TRANSFERÊNCIA DE MASSA NA ORELHA MÉDIA
HUMANA PARA AVALIAÇÃO DO DESCONFORTO DE
PRESSÃO EM CABINES DE AERONAVES**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração:

Energia e Fluidos

Orientador:

Jurandir Itizo Yanagihara

São Paulo
2013

À minha esposa Adriana e aos meus filhos
Helena e Henrique

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor, orientador e amigo, Prof. Dr. Jurandir Itizo Yanagihara, por sua orientação em cada etapa, que foi essencial para a realização deste projeto.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo — FAPESP, pelos recursos cedidos, que permitiram a realização deste trabalho.

À EMBRAER S.A. que motivou a realização deste trabalho e, também, concedeu recursos e dados importantes, sem os quais não seria possível a conclusão do mesmo.

Aos colegas e amigos do LETE (Laboratório de Engenharia Térmica e Ambiental) e CEC (Centro de Engenharia de Conforto), que em diversas situações contribuíram de forma significativa para o desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado a todos.

Aos meus pais Marco Antonio e Janilda, pelo contínuo ensinamento, incentivo e investimento. A vocês, minha eterna gratidão.

Finalmente, minha gratidão a Deus, por meio de quem todas as coisas são possíveis, inclusive este trabalho.

RESUMO

Hoje em dia, é muito comum as pessoas reclamarem de "dor nos ouvidos" quando viajam de avião. Essa sensação de desconforto, causada pela variação na pressão de cabine, tem se tornado, cada vez mais, objeto de investigação das empresas aeronáuticas, que estão sempre buscando soluções para melhorarem seus produtos.

Dentro desse contexto, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um modelo matemático das trocas gasosas da orelha média humana, para avaliar o desconforto sentido pelos usuários da aviação civil.

A revisão bibliográfica apresenta aspectos da anatomia e fisiologia associados à sensação de desconforto na orelha. Além disso, alguns modelos matemáticos já existentes também são apresentados, assim como trabalhos experimentais que de algum modo contribuíram para o desenvolvimento do modelo. Em seguida, é apresentado o desenvolvimento do modelo matemático, com todas as suas hipóteses e valores. Muitos destes valores foram obtidos na literatura.

O modelo desenvolvido considera a transferência de massa na orelha média por meio da trompa de Eustáquio, sendo este o principal meio mecanismo de alívio de pressão na orelha. Além da trompa de Eustáquio, o modelo considera os processos de difusão dos gases dissolvidos na corrente sanguínea com os gases atmosféricos armazenados na cavidade timpânica e nas cavidades mastoideas. Análises paramétricas mostraram que o modelo é muito sensível à função da trompa de Eustáquio.

Simulações com dados reais de voo mostraram que durante as etapas de subida e de descida das aeronaves ocorrem as maiores diferenças de pressão através da membrana timpânica e, portanto, ocorrem as maiores porcentagens de pessoas desconfortáveis variando entre 33,5% e 52,4%, para intervalos entre sucessivas aberturas da trompa de Eustáquio de 75 s e 120 s, respectivamente. Durante a etapa de cruzeiro, na qual a variação da pressão na cabine tende a ser menor, o desconforto sentido pelos passageiros também é menor.

Dois experimentos que foram realizados durante o desenvolvimento deste projeto também são descritos. Esses experimentos foram realizados com o intuito de se determinar limiares de diferença de pressão entre a orelha média e o meio externo que caracterizam desconforto. Essa diferença de pressão, também chamada de acúmulo de pressão, mostrou-se bastante variável entre os voluntários.

Observou-se, também, que não existe correlação entre os valores de acúmulo de pressão com os volumes das cavidades mastoideas, e não há correlação com a taxa de variação de pressão empregada nos experimentos.

Os resultados experimentais foram integrados ao modelo matemático de modo que, a partir do modelo, foi gerado um software que calcula a porcentagem de pessoas desconfortáveis num voo qualquer.

Portanto, este trabalho apresenta um novo critério de avaliação do desconforto de pressão em cabines de aeronaves, pois é o primeiro a apresentar um modelo de alta fidelidade dos fenômenos de transferência de massa na orelha média e a avaliar o desconforto por meio de dados experimentais obtidos por meio de uma metodologia que representa a situação real encontrada por usuários da aviação civil.

ABSTRACT

It is common people complain of "ear ache" when traveling by airplane. Therefore, this discomfort feeling, caused by the cabin pressure variation, has been investigated by the aeronautics industry, which is in constant pursue of solutions to improve their products.

In this context, the present work presents the development of a mathematical model of the human middle ear gas exchange process, in order to evaluate the discomfort felt by civilian aviation users.

The bibliographic revision presents some anatomic and physiological aspects of the middle ear that concerns to pressure discomfort. Besides, a few existent mathematical models and experimental works that have contributed to the development of the model were also presented. After the bibliographic revision, the model development is presented, with its hypotheses and values. Many of those values were obtained in the literature.

The developed model considers the middle ear mass transfer through the Eustachian tube, which is the main pressure relief mechanism for the middle ear. Besides the Eustachian tube, the model considers the diffusion process between gases dissolved in the blood stream with gases contained in the tympanic cavity and mastoid cavities.

Simulations with real flight data showed that major pressure differences in the eardrum occurs during ascent and descent phases of the flight, therefore, major percentage of people feeling discomfort varying between 33,5% and 52,4%, considering intervals of 75 and 120 seconds respectively between successive openings of the Eustachian tube. During the cruising period, in which cabin pressure variations are intended to be minimum, the discomfort felt by passenger are also minimum.

Two experiments with human volunteers were conducted during the development of this work, they are also described. The experiments aimed to determine thresholds of pressure difference between the middle ear and the external environment that characterizes discomfort. This pressure difference, also called amount of pressure, showed to be highly variable among volunteers.

It was also observed that there are no correlation between the amount of pressure and the mastoid cavities volumes, and the correlation between the amount of pressure and the rates of pressure change applied in the experiments proved to be nonexistent.

The experimental results, therefore, were integrated to the mathematical model resulting in a software that calculates the percentage of people that feels discomfort in a given flight.

The present work presents a new criterion to evaluate the discomfort sensation due to pressure variation in aircraft's cabins, because it is the first to present a high fidelity model of the mass transfer phenomena in the middle ear cavity and to evaluate discomfort through experimental data obtained with a methodology that realistically reproduces the situations lived by civilian aviation users.

SUMÁRIO

Lista de Ilustrações

Lista de Tabelas

Lista de Símbolos

1	Introdução	14
1.1	Objetivos	16
2	Revisão Bibliográfica	17
2.1	Anatomia e Fisiologia	17
2.1.1	Cavidade Timpânica	20
2.1.2	Membrana Timpânica	21
2.1.3	Transferência de Massa pela Trompa de Eustáquio	27
2.1.4	Transferência de Massa pelas Cavidades Mastoideas	33
2.2	Modelos Matemáticos	34
2.2.1	Modelo de Cleeves e Watson	34
2.2.2	Modelo de Kanick e Doyle	36
2.3	Trabalhos Experimentais	39
2.3.1	Experimento de Armstrong e Heim	40
2.3.2	Experimento de Spealman e Cherry	41
2.3.3	Experimento de Waggoner	43
2.3.4	Experimento de Cantekin et al.	45
2.3.5	Experimento de Groth et al.	47
3	Desenvolvimento do Modelo da Orelha Média	51
3.1	Equacionamento	51
3.1.1	Transferência de Massa pela Trompa de Eustáquio	51

3.1.2	Transferência de Massa por Difusão	53
3.1.3	Deformação da Membrana Timpânica	54
3.1.4	Balanço de Mols na Cavidade Mastoidea	55
3.1.5	Balanço de Mols na Cavidade Timpânica	56
3.2	Condições Iniciais e Parâmetros de Entrada	58
3.2.1	Resistência da trompa de Eustáquio	58
3.2.2	Complacência da membrana timpânica	60
3.2.3	Volume da orelha média	60
3.2.4	Pressões parciais dos gases na orelha média	61
3.2.5	Pressões parciais dos gases na corrente sanguínea	61
3.3	Resultados Preliminares e Discussão	62
3.3.1	Resistência ativa da trompa de Eustáquio	64
3.3.2	Complacência da membrana timpânica	66
3.3.3	Volume das cavidades mastoideas	66
3.3.4	Coefficiente de difusão do N ₂	68
3.3.5	Coefficiente de difusão do O ₂	69
3.3.6	Coefficiente de difusão do CO ₂	70
3.3.7	Coefficiente de difusão do vapor de H ₂ O	70
3.3.8	Análise com dados experimentais	72
4	Estudo Experimental de Desconforto em Pessoas	79
4.1	Experimento Piloto	80
4.1.1	Objetivos	80
4.1.2	Métodos e Materiais	80
4.1.2.1	Seleção dos voluntários	80
4.1.2.2	A câmara de vácuo	82
4.1.2.3	Descrição do experimento	83
4.1.2.4	Acúmulo de pressão na orelha	84
4.1.3	Resultados	86
4.2	Experimento realizado no Mock-up	89

4.2.1	Métodos e Materiais	89
4.2.1.1	Câmara de vácuo	89
4.2.1.2	Aquisição de dados	90
4.2.1.3	Séries de voos	91
4.2.1.4	Voluntários	93
4.2.2	Resultados	94
4.2.2.1	Modelo de dados de recorrência	95
5	Integração do Modelo com Critérios Experimentais de Conforto	108
6	Conclusões	112
	Referências	116

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1	Variação da pressão atmosférica em função da altitude	15
2	Esquema anatômico da orelha humana (DaNGELO; FATTINI, 2000)	18
3	Desenho esquemático da membrana timpânica (FERRAZINI, 2003)	22
4	Esquema do ensaio de tensão uniaxial de uma membrana timpânica (CHENG; DAI; GAN, 2007)	24
5	Diagrama do aparato experimental utilizado para a medição da complacência da membrana timpânica (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995a)	26
6	Esquema em corte da trompa de Eustáquio (MØLLER, 2006)	28
7	Esquema da seção transversal da trompa de Eustáquio na região da nasofaringe (SADé; AR, 1997)	29
8	Esquema da ligação entre o músculo tensor do véu palatino com a trompa de Eustáquio (MØLLER, 2006)	30
9	Esquema do osso temporal na região da orelha média (Fonte: http://www.bartleby.com/107/illus913.html).	34
10	Critério de aceite de taxas de variação de altitude (ARP1270, 1978; Revisão: 2000)	42
11	Instrumentação utilizada para medição da resistência da trompa de Eustáquio (CANTEKIN et al., 1979)	45
12	Esquema do aparato experimental utilizado para medição da complacência da membrana timpânica (GROTH et al., 1985)	48
13	Variação volumétrica da orelha média devido a deformação da membrana timpânica em função da variação de pressão da câmara (GROTH et al., 1985)	49
14	Esquema dos processos de transferência de massa na orelha média	52
15	Curva da pressão na orelha média em função da curva de pressão de cabine fornecida pela empresa EMBRAER S.A.	63

16	Análise paramétrica da resistência ativa da trompa de Eustáquio	65
17	Análise paramétrica da complacência da membrana timpânica	67
18	Análise paramétrica do volume das cavidades mastoideas	68
19	Análise paramétrica do coeficiente de difusão do N ₂	69
20	Análise paramétrica do coeficiente de difusão do O ₂	70
21	Análise paramétrica do coeficiente de difusão do CO ₂	71
22	Análise paramétrica do coeficiente de difusão do H ₂ O	72
23	Análise comparativa entre os coeficientes de difusão dos gases	73
24	Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 300 <i>ft/min</i> (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	74
25	Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 600 <i>ft/min</i> (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	75
26	Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 1200 <i>ft/min</i> (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	76
27	Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 2500 <i>ft/min</i> (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	77
28	Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 4000 <i>ft/min</i> (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	78
29	Um dos controles utilizados pelos voluntários para indicar o desconforto de pressão	84
30	Esquema da medição do acúmulo de pressão na orelha média durante os experimentos de pressão.	85
31	Diferença de pressão na membrana timpânica em função da taxa de variação de altitude (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	87
32	Distribuição da diferença de pressão na membrana timpânica	88
33	Diferença de pressão na membrana timpânica em função da taxa de variação de altitude (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)	89
34	Curvas de pressão simuladas no mock-up durante o experimento	92
35	Distribuição das respostas dos voluntários considerando-se os dados obtidos em todos os voos simulados.	97

36	Desconfortos sentidos pelos voluntários durante os voos 1211 (voluntários de 1 a 24) e 2211 (voluntários de 25 a 49) durante a variação da pressão de cabine.	99
37	Funções médias cumulativas do número de desconfortos dos voos 1211 e 2211 com intervalo de confiança de 95%.	101
38	Diferença entre as funções médias cumulativas obtidas com os dados dos voos 1211 e 2211, com intervalo de confiança de 95%.	102
39	Função média cumulativa do número de desconfortos sentidos nos voos do experimento.	103
40	Diferença entre a função média cumulativa do voo 1201 e dos demais voos.	104
41	Função média cumulativa ajustada pelo modelo de Poisson não-homogêneo.	106
42	Curva da pressão na orelha média em função da pressão na cabine . .	108
43	Diferença de pressão entre a orelha média e a cabine com percentuais de pessoas desconfortáveis, para intervalo de 75s entre sucessivas equalizações.	109
44	Diferença de pressão entre a orelha média e a cabine com percentuais de pessoas desconfortáveis, para intervalo de 120s entre sucessivas equalizações.	110
45	Função densidade de probabilidade de desconfortos em função da diferença de pressão entre a orelha média e a cabine. Linha azul representa os valores médios e as linhas vermelha e verde representam o intervalo de 95% de confiança.	111

LISTA DE TABELAS

1	Módulo de elasticidade da membrana timpânica	23
2	Tensão de ruptura e taxa de deformação da membrana timpânica	25
3	Valores biomecânicos da membrana timpânica [esquerda/direita] (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995b)	27
4	Pressões parciais dos gases atmosféricos no nível do mar (SADé; AR, 1997)	31
5	Taxas de variação de pressão utilizadas para obtenção de parâmetros relativos ao funcionamento da trompa de Eustáquio (GROTH et al., 1985)	48
6	Valores médios dos parâmetros de pressão relativos à trompa de Eus- táquio e orelha média	50
7	Resumo das condições iniciais e parâmetros de entrada do modelo	59
8	Dados dos voluntários selecionados para as simulações	73
9	Características dos voluntários	82
10	Taxas de variação de pressão utilizadas no experimento	83
11	Características dos voluntários e valores médios do acúmulo de pressão	95
12	Parâmetros de identificação dos voos do experimento.	98
13	Parâmetros do modelo de Poisson não-homogêneo	106

LISTA DE SÍMBOLOS

C_{TM}	Complacência da membrana timpânica
P_i	Pressão parcial do gás i (O_2 , CO_2 , N_2 e H_2O_v)
$P_{i,B}$	Pressão parcial do gás i na corrente sanguínea
$P_{i,MC}$	Pressão parcial do gás i na cavidade mastoidea
$P_{i,N}$	Pressão parcial do gás i na nasofaringe
$P_{i,TC}$	Pressão parcial do gás i na cavidade timpânica
P_{MC}	Pressão total na cavidade mastoidea
P_N	Pressão total na nasofaringe
P_{TC}	Pressão total na cavidade timpânica
R_{ET}	Resistência da trompa de Eustáquio ao escoamento
V_{MC}	Volume da cavidade mastoidea
V_{TC}	Volume da cavidade timpânica

1 INTRODUÇÃO

A orelha humana é um órgão sensorial que desempenha importantes funções no corpo humano, tais como a transmissão do som através da orelha externa e da orelha média, a conversão do som em sinais elétricos na orelha interna, além de manter o equilíbrio do corpo através do labirinto. No entanto, a orelha humana apresenta-se bastante sensível a quaisquer variações ambientais externas ou internas, variações estas que podem ocasionar em diversas patologias.

A variação da pressão barométrica é bastante comum em diversas situações do cotidiano. Ocorre em viagens aéreas, terrestres e, também, durante a prática de mergulhos. O presente trabalho, no entanto, foca apenas nos efeitos, em termos de conforto, que as variações de pressão, que ocorrem dentro das cabines de aeronaves durante voos típicos, têm sobre a orelha humana.

Desde o início da aviação os efeitos fisiológicos da altitude sobre o ser humano têm sido estudados (BLUMEN; RINNERT, 1995). Estes efeitos alteram a fisiologia natural do corpo humano, que podem resultar em diversas patologias. Isso ocorre porque, com o aumento da altitude, algumas propriedades atmosféricas se alteram, tais como a pressão atmosférica, a temperatura e a concentração dos gases que compõem o ar. Portanto, é de grande interesse que esses efeitos fisiológicos da altitude sejam estudados e cada vez mais conhecidos para que se melhore a qualidade do transporte aéreo, proporcionando maior conforto tanto para os passageiros quanto para a tripulação.

Um dos principais efeitos da altitude sobre o ser humano está relacionado à variação da pressão atmosférica. A pressão atmosférica diminui com o aumento da

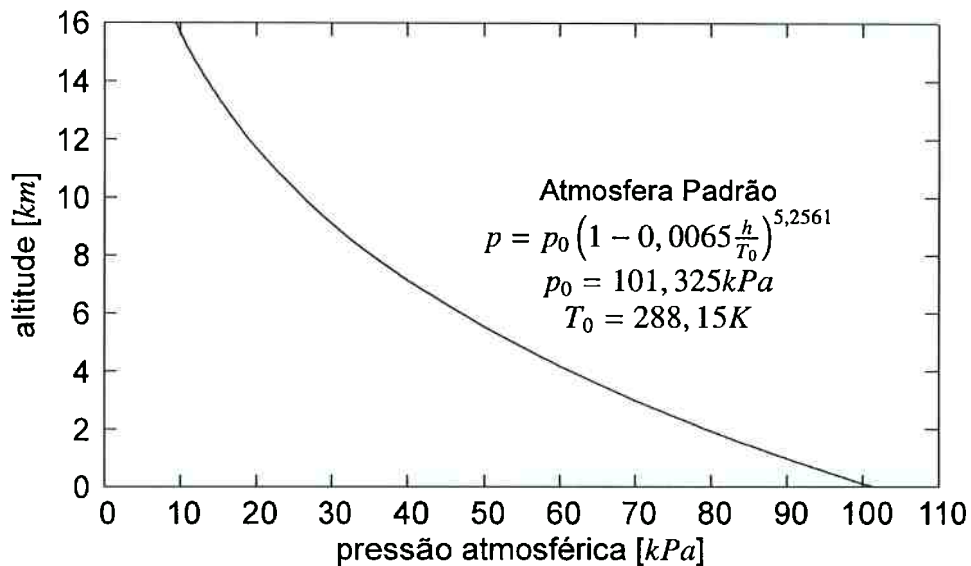


Figura 1: Variação da pressão atmosférica em função da altitude

altitude como mostra o gráfico da Figura 1. Usualmente, as aeronaves da aviação civil comercial viajam em altitudes próximas a 40000 pés (aproximadamente 12200 metros), sendo que nesta altitude a pressão atmosférica é aproximadamente 18,7 kPa. Como a baixa pressão atmosférica implica em diversas patologias (BLUMEN; RINNERT, 1995), as aeronaves não podem manter a pressão dentro da cabine igual à pressão atmosférica externa. Porém, é inviável que a pressão de cabine seja mantida igual à pressão atmosférica no nível do mar por causa do peso da estrutura necessária para suportar a diferença de pressão entre o interior da cabine e o ambiente externo.

Alguns trabalhos mais antigos estudaram esses efeitos da altitude com o intuito de obter valores limites de pressurização e despressurização das cabines para que fossem adotados durante os voos (ARMSTRONG; HEIM, 1937; SPEALMAN; CHERRY, 1958; WAGGONER, 1967; CLEEVES; WATSON, 1968).

A orelha humana é muito sensível à variação de pressão, de tal forma que se trata de um importante fator de desconforto para os usuários da aviação civil. A sensibilidade é devida à diferença de pressão que se desenvolve através da membrana timpânica, que é a membrana que separa a cavidade timpânica do canal auditivo externo. Portanto, a membrana timpânica tende a deformar quando houver variação da pressão de cabine, causando desconforto e até dor para as pessoas.

A pressão no canal auditivo externo é a mesma da pressão de dentro da aeronave. Na cavidade timpânica, a pressão tende a ser a mesma que a do canal auditivo externo, porém, diversos fatores anatômicos e biológicos alteram o valor dessa pressão tornando-a diferente da pressão externa. Mais adiante este assunto será tratado com mais detalhes.

1.1 Objetivos

O objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um modelo matemático computacional que verifica, para uma determinada curva de variação de pressão de cabine, como a pressão dentro da cavidade timpânica varia e como isso afeta a sensação de desconforto provocado pela deformação do tímpano. Para isso, este trabalho consiste na realização das seguintes etapas:

- Construção do modelo matemático;
- Escolha das propriedades de transporte (convectivo e difusivo);
- Coleta de dados experimentais.

Assim, para efeitos práticos, esse modelo auxiliará no entendimento das sensações de desconforto em aviões com relação à variação de pressão de cabine.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O estudo das trocas gasosas na orelha média humana envolve diversos processos fisiológicos diferentes. Nesta seção serão apresentados os principais trabalhos estudados que contribuíram para o desenvolvimento do modelo matemático. Inicialmente são tratados os conceitos básicos da anatomia e da fisiologia da orelha humana, apresentando seus principais elementos e suas respectivas funções. Em seguida, são discutidas as principais formas de troca gasosa que ocorrem na orelha média, a saber: através da trompa de Eustáquio, através da mucosa da cavidade timpânica e através da mucosa das cavidades mastoideas. Por último, alguns trabalhos experimentais e suas contribuições são analisados.

2.1 Anatomia e Fisiologia

Para o desenvolvimento do modelo matemático é preciso ter um conhecimento detalhado da anatomia e da fisiologia da orelha humana. Nesta seção é apresentado de forma sucinta e em linguagem simples como funciona o complexo sistema auditivo humano, principalmente no que concerne às trocas gasosas. Não faz parte do objetivo deste trabalho estudar o mecanismo de transmissão do som através da orelha. Portanto, a orelha interna não será estudada exaustivamente.

A Figura 2 mostra um esquema em corte da orelha humana e seus principais elementos. De acordo com Møller (2006), a orelha humana consiste, basicamente, de três partes principais: orelha externa, orelha média e orelha interna. A orelha interna

consiste de duas partes: o aparelho vestibular, que é responsável pelo equilíbrio e a cóclea que é responsável pela audição. Na orelha interna ocorre a conversão dos sinais mecânicos do som em sinais elétricos que são enviados ao cérebro. A orelha interna não participa dos processos de trocas gasosas e, portanto, não será motivo de estudo mais aprofundado neste trabalho.

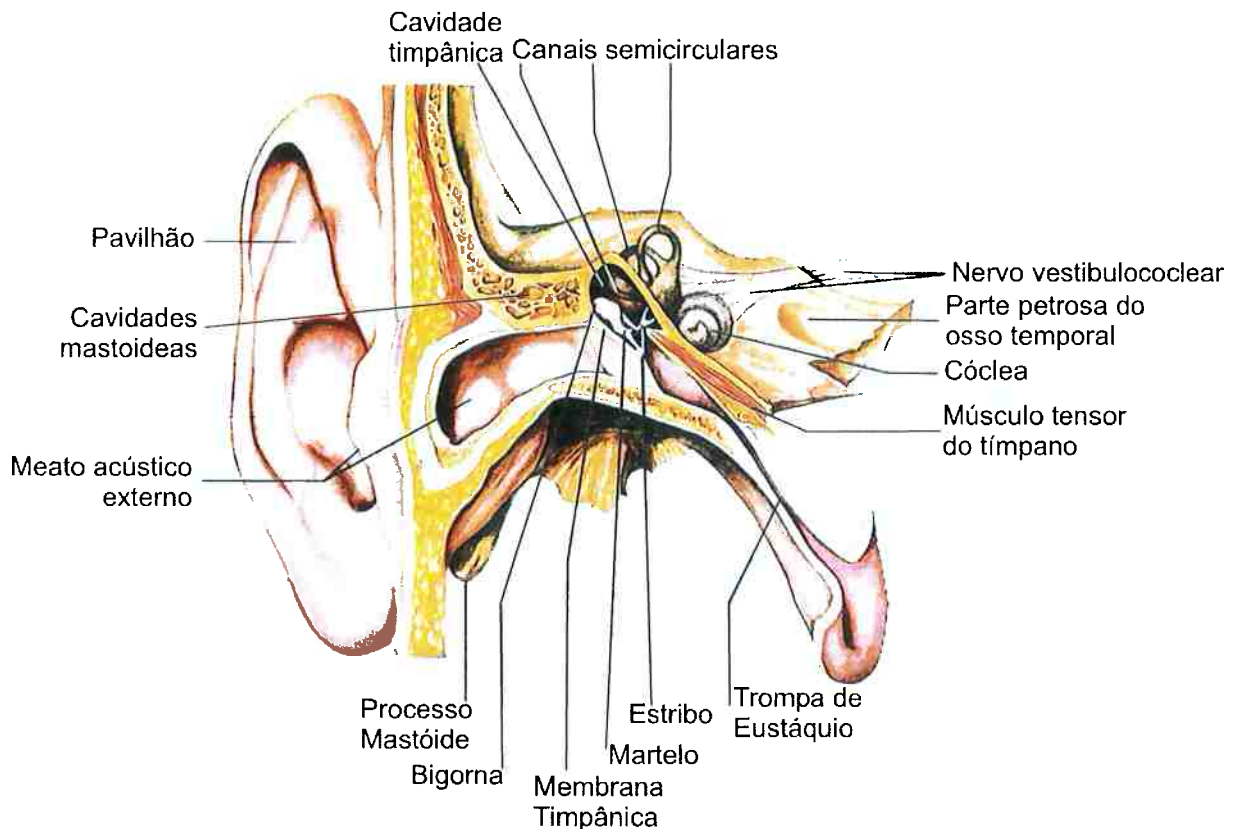


Figura 2: Esquema anatômico da orelha humana (DaNGELO; FATTINI, 2000)

A orelha externa é a parte da orelha humana formada pelo pavilhão e pelo meato acústico, que liga o pavilhão até a membrana timpânica. O meato acústico externo tem aproximadamente 2,5 *cm* de comprimento e 0,6 *cm* de diâmetro. A parte mais medial do meato é muito próxima de uma abertura circular do osso temporal, enquanto que a parte mais externa é feita de cartilagem, também num formato circular (MØLLER, 2006). O meato acústico externo é, também, revestido por uma camada de pele, que secreta cera e contém pelos em sua superfície. O acúmulo de cera no ouvido pode causar o entupimento do meato acústico o que pode causar algumas doenças. A cera também pode cobrir a membrana timpânica causando diminuição da audição. A membrana timpânica faz a separação entre a orelha externa e a orelha média. Percebe-se então,

que a membrana timpânica está diretamente em contato com o ar externo a menos que o meato acústico externo esteja obstruído de alguma forma. Assim, nota-se que a pressão no lado externo da membrana timpânica é a mesma à da pressão barométrica local. No caso em estudo, trata-se da pressão de cabine do avião.

A orelha média é a principal parte da orelha que será estudada neste trabalho, pois nela ocorrem as principais trocas gasosas da orelha humana. Também conhecido por cavidade timpânica ou caixa do tímpano, contém os ossículos da orelha média (martelo, bigorna e estribo) responsáveis pela transmissão do som desde a membrana timpânica até a janela oval da orelha interna. De acordo com Costa (2008) a cavidade timpânica é formada por seis paredes: externa, interna, anterior, posterior, superior e inferior. Anexo à orelha média, na parede posterior localiza-se o complexo de inúmeras células de ar conhecido como sistema de cavidades mastóideas. Este sistema é formado por cavidades de ar pertencentes à parte petrosa do osso temporal e está conectado com a cavidade timpânica por uma abertura na parede posterior da mesma.

As principais trocas gasosas da orelha humana ocorrem na orelha média, daí a sua importância. As trocas gasosas ocorrem basicamente de três formas distintas. A primeira delas, a mais importante, é a que ocorre através da trompa de Eustáquio. Como pode ser observada na Figura 2, a trompa de Eustáquio é um órgão tubular que permite que haja fluxo de ar e outros fluidos entre o ouvido médio e a nasofaringe. A segunda forma de troca gasosa que ocorre na orelha média é a difusão dos gases através das paredes vasculares que irrigam a superfície da orelha média em sua mucosa. A terceira forma de troca gasosa é também por difusão com a corrente sanguínea, porém, na superfície do sistema de cavidades mastóideas. Geralmente, o volume total deste sistema é maior do que o volume da cavidade timpânica.

As variações da pressão de cabine durante os diversos estágios de voo afetam diretamente a membrana timpânica, causando sensações de desconforto e dor sobre as pessoas submetidas a tais variações. As trocas gasosas mencionadas anteriormente são importantes, pois permitem que haja equilíbrio de pressão entre a orelha média e a cabine mesmo quando a pressão variar.

2.1.1 Cavidade Timpânica

A cavidade timpânica é a parte central da orelha média, pois faz a conexão de todos os demais sistemas fisiológicos da orelha humana. Localiza-se na porção anterior do segmento petroso do osso temporal, imediatamente à frente do processo mastoideo. Além disso, é separada do ambiente externo pela membrana timpânica e separada da nasofaringe pela trompa de Eustáquio.

De acordo com Costa (2008) as paredes da cavidade timpânica são revestidas por uma mucosa muito delgada aderente ao osso subjacente. Sendo a mucosa constituída por epitélio e uma camada de tecido conjuntivo. O epitélio é formado por três tipos de células: células ciliadas de tipo respiratório, células mucíparas, ou seja, produtoras de muco e células com micro vilosidades. A parede externa da cavidade timpânica é a parede que separa a orelha externa da orelha média. Nesta parede está localizada a membrana timpânica, que será estudada com mais detalhes mais adiante. A membrana timpânica constitui a porção membranosa da parede externa, porém, existe ainda uma porção óssea da parede externa. A parte superior da porção óssea da parede externa tem 5 a 6 *mm* de altura e é chamada de recesso epítimpânico (ático) e está ao nível da cabeça do martelo e corpo da bigorna. As partes anterior e posterior da porção óssea medem 2 *mm*. A parte inferior, chamada de recesso hipotimpânico, mede entre 1 e 1,5 *mm*. A parede interna separa a orelha média da orelha interna. Também chamada de parede labiríntica, a parede interna apresenta uma estrutura petrosa. Nela estão localizados o promontório, a janela oval, janela redonda, a pirâmide, o seio do tímpano e o canal do músculo do martelo (COSTA, 2008).

A parede superior é o "teto" da cavidade timpânica e mede cerca de 5 a 6 *mm* de largura na direção transversal. Esta parede é formada por uma fina lâmina óssea, que separa a orelha média da cavidade craniana. Segundo Costa (2008), a estrutura desta lâmina óssea é petro-escamosa e resulta numa sutura através da qual passam alguns vasos da dura mater craniana para a mucosa da orelha média.

A parede inferior, ou parede hipotimpânica, mede cerca de 4 *mm* de largura. A espessura desta parede é variável, podendo ser formada de duas camadas de tecido compacto com uma camada de tecido esponjoso entre elas ou, simplesmente, formada por uma camada de tecido compacto fino e transparente (COSTA, 2008).

A parede posterior, também denominada de parede mastoidea, localiza-se anteriormente ao sistema de cavidades mastoideas. Essas cavidades de ar da parte petrosa do osso temporal interligadas entre si se comunicam com a cavidade timpânica pela parede posterior. Segundo Costa (2008), a parede posterior é a mais alta das quatro paredes do perímetro sagital, medindo cerca de 13 *mm* de altura. Além disso, a estrutura desta parede é essencialmente petrosa e tímpano-escamosa por fora. Nesta parede se encontra a ligação entre a cavidade timpânica e as cavidades mastoideas, denominada *Aditus ad antrum*.

A parede anterior contém a abertura que conecta a cavidade timpânica com a parte óssea da trompa de Eustáquio, por essa razão esta parede é também denominada de parede tubular. A abertura do orifício timpânico da trompa de Eustáquio ocupa a maior parte da parede anterior.

2.1.2 Membrana Timpânica

Segundo Møller (2006), a membrana timpânica é uma membrana, ligeiramente oval, que separa a cavidade timpânica (orelha média) do meio externo (orelha externa) e, portanto, é a estrutura mais afetada pelas variações de pressão externas. Por essa razão, a membrana timpânica é o indicador de desconforto e de dor que se pretende modelar. Dessa forma, é apresentado a seguir um estudo sobre as propriedades e características da membrana timpânica.

A membrana timpânica tem um formato cônico, com altura do cone aproximadamente igual a 2 *mm* e com o vértice apontado para dentro da orelha média. Além disso, a membrana é formada por duas partes principais: uma parte tensionada (denominada *pars tensa*) e uma parte flácida (denominada *pars flaccida*), como mostra a

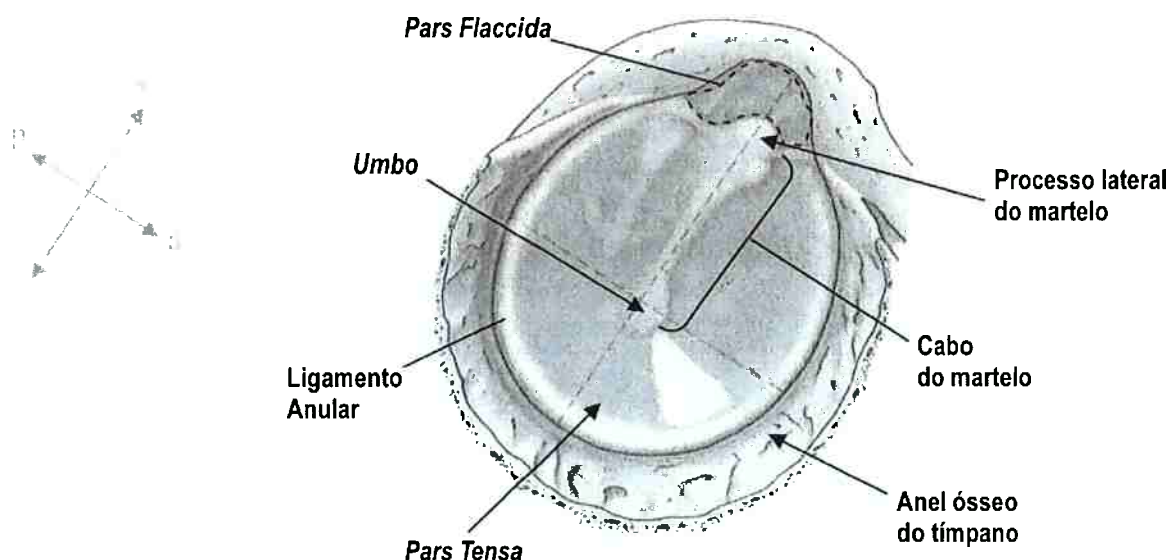


Figura 3: Desenho esquemático da membrana timpânica (FERRAZINI, 2003)

Figura 3. A *pars tensa* é a maior parte da membrana timpânica e sua principal função é a recepção das ondas sonoras que chegam através do meato acústico externo e transmitir essas ondas sonoras para os ossículos da orelha média (MØLLER, 2006). Além disso, a *pars tensa* é composta de camadas de fibras de colágeno sobrepostas com as fibras nas direções radiais e circulares (FAY et al., 2005). Uma menor parte da membrana timpânica, a *pars flaccida*, é mais fina do que a *pars tensa* e suas fibras não são organizadas como as fibras de colágeno da *pars tensa*. Quando ocorre um gradiente de pressão através da membrana timpânica, a *pars flaccida* é a parte da membrana que sofre maior deformação (DIRCKX, 2006). De acordo com Cheng; Dai; Gan (2007), a membrana timpânica tem aproximadamente 10 mm de diâmetro e 0,08 mm de espessura.

Von Békésy (1960) apud Cheng; Dai; Gan (2007) realizou um ensaio de flexão com uma tira retangular extraída da membrana timpânica de um cadáver. Neste ensaio assumiu que o material da membrana timpânica era uniforme e isotrópico e que a espessura da membrana timpânica era de 0,05 mm. O módulo de elasticidade obtido foi de 0,02 GPa.

Kirikae (1960) apud Cheng; Dai; Gan (2007) calculou o módulo de elasticidade

Tabela 1: Módulo de elasticidade da membrana timpânica

Fonte	Módulo de Elasticidade (GPa)	Método
(BÉKESY, 1960)	0,14-1,40	Experimental
(KIRIKAE, 1960)	0,10-0,27	Experimental
(DECRAEMER; MAES; VANHUYSE, 1980)	0,06-0,16	Experimental
(FAY et al., 2005)	0,26-1,02	Modelagem
(WADA; METOKI; KOBAYASHI, 1992)	0.032	Modelagem
(WILLIAMS; BLAYNEY; LESSER, 1997)	0,01-2,00	Modelagem
(FERRAZINI, 2003)	0,001-0,004	Modelagem

Fonte: (FAY et al., 2005)

de uma tira retangular extraído de uma membrana timpânica utilizando um vibrador dinâmico de tensão longitudinal. O módulo de elasticidade calculado com base numa espessura da membrana timpânica de $0,075\text{ mm}$ foi de $0,04\text{ GPa}$.

Decraemer et al. (1980) apud Cheng; Dai; Gan (2007) propuseram um modelo mecânico para explicar a quase-elástica relação tensão-deformação da membrana timpânica num teste uniaxial. O módulo de elasticidade de $0,023\text{ GPa}$ foi obtido sob a condição de grande deformação.

Fay et al. (2005) estimaram o módulo de elasticidade da membrana timpânica por meio de três aproximações distintas. Numa primeira aproximação utilizaram um modelo constitutivo baseado em informações conhecidas dos componentes da membrana timpânica. Numa segunda aproximação, re-interpretaram dados experimentais obtidos por outros autores utilizando teoria clássica de laminação de compostos. Em terceiro, mediram o deslocamento dinâmico da membrana timpânica e compararam as relações de número de onda experimental *versus* frequência com os dados obtidos para um modelo composto de cascas da membrana timpânica. O módulo de elasticidade por eles obtido foi de $0,03$ a $0,09\text{ GPa}$ para um modelo isotrópico de membrana timpânica e $0,01$ a $0,4\text{ GPa}$ para um modelo ortotrópico de membrana timpânica. Fay et al. (2005) também levantaram dados dos módulos de elasticidade da membrana timpânica de diversos autores como mostra a Tabela 1.

O modelo de Fay et al. (2005) apresentado na tabela, refere-se ao modelo constitutivo que levava em consideração as camadas de fibras e a densidade das fibras

nessas camadas. Nota-se que o módulo de elasticidade obtido por este modelo é bastante superior ao obtido pelos demais autores. A justificativa apresentada para esta diferença é que os demais autores consideraram a membrana timpânica isotrópica ao longo de sua espessura.

Cheng; Dai; Gan (2007) determinaram experimentalmente o módulo de elasticidade da membrana timpânica por meio de um ensaio uniaxial utilizando 11 corpos de prova extraídos de 11 membranas timpânicas. Os corpos de prova foram obtidos utilizando uma espécie de faca com duas lâminas paralelas separadas 2 mm uma da outra. As membranas timpânicas foram retiradas de 11 cadáveres (até 5 dias após o falecimento) e tinham de 51 a 92 anos de idade. A Figura 4 mostra uma imagem da membrana timpânica e da parte da membrana que foi recortada, bem como o corpo de prova montado no equipamento de ensaio uniaxial.

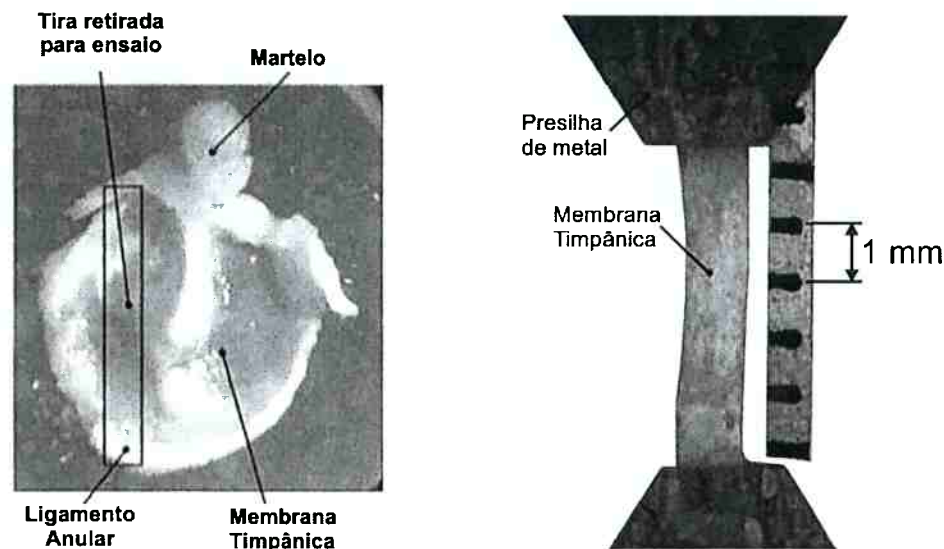


Figura 4: Esquema do ensaio de tensão uniaxial de uma membrana timpânica (CHENG; DAI; GAN, 2007)

No ensaio realizado por Cheng; Dai; Gan (2007), os valores de módulo de elasticidade obtidos variava de 0,4 – 22 MPa e a tensão utilizada no ensaio variava de 0 – 1 MPa.

Além do módulo de elasticidade, Cheng; Dai; Gan (2007) obtiveram, também, a tensão de ruptura e a taxa de deformação de ruptura dos 11 corpos de prova utilizados como mostra a Tabela 2.

Tabela 2: Tensão de ruptura e taxa de deformação da membrana timpânica

	Tensão de ruptura (MPa)	Taxa de deformação λ
TM1	2,27	1,26
TM2	1,14	1,17
TM3	2,35	1,28
TM4	2,89	1,24
TM5	1,08	1,19
TM6	1,01	1,25
TM7	1,10	1,16
TM8	1,40	1,32
TM9	0,93	1,18
TM10	2,03	1,19
TM11	2,07	1,35
Média	1,66	1,23
Desvio	0,67	0,06

Fonte: (CHENG; DAI; GAN, 2007)

Verificou-se, portanto, que os valores obtidos para o módulo de elasticidade da membrana timpânica variam muito de autor para autor. Além disso, a membrana timpânica apresenta um comportamento visco-elástico, pois existe histerese quando da sua deformação. Portanto, conclui-se que o módulo de elasticidade não deve ser um bom parâmetro para se utilizar no modelo.

Outra forma de avaliar a resistência ou rigidez da membrana timpânica é através da sua complacência. A complacência, na fisiologia, é uma forma de expressar a rigidez de um órgão mediante esforços aplicados sobre ele. Portanto, a complacência é dada pela razão entre a variação volumétrica do órgão pelo gradiente de pressão que está provocando a deformação. Além disso, a complacência pode ser utilizada na modelagem matemática, pois tem a vantagem de ser uma informação obtida com maior confiabilidade na literatura.

$$C_{TM} = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (2.1)$$

sendo que, C_{TM} é a complacência da membrana timpânica e ΔV é o volume deslocado associado à variação de pressão ΔP .

Gaihede; Felding e Elbrond (1995a) desenvolveram um método de avaliar a complacência da membrana timpânica medindo a variação da pressão no canal auditivo externo e a variação de volume da membrana timpânica. Os instrumentos utilizados foram uma bomba de água, um sistema tubular, uma seringa, um transdutor de pressão com amplificador e um gravador X-Y, montados como mostra a Figura 5.

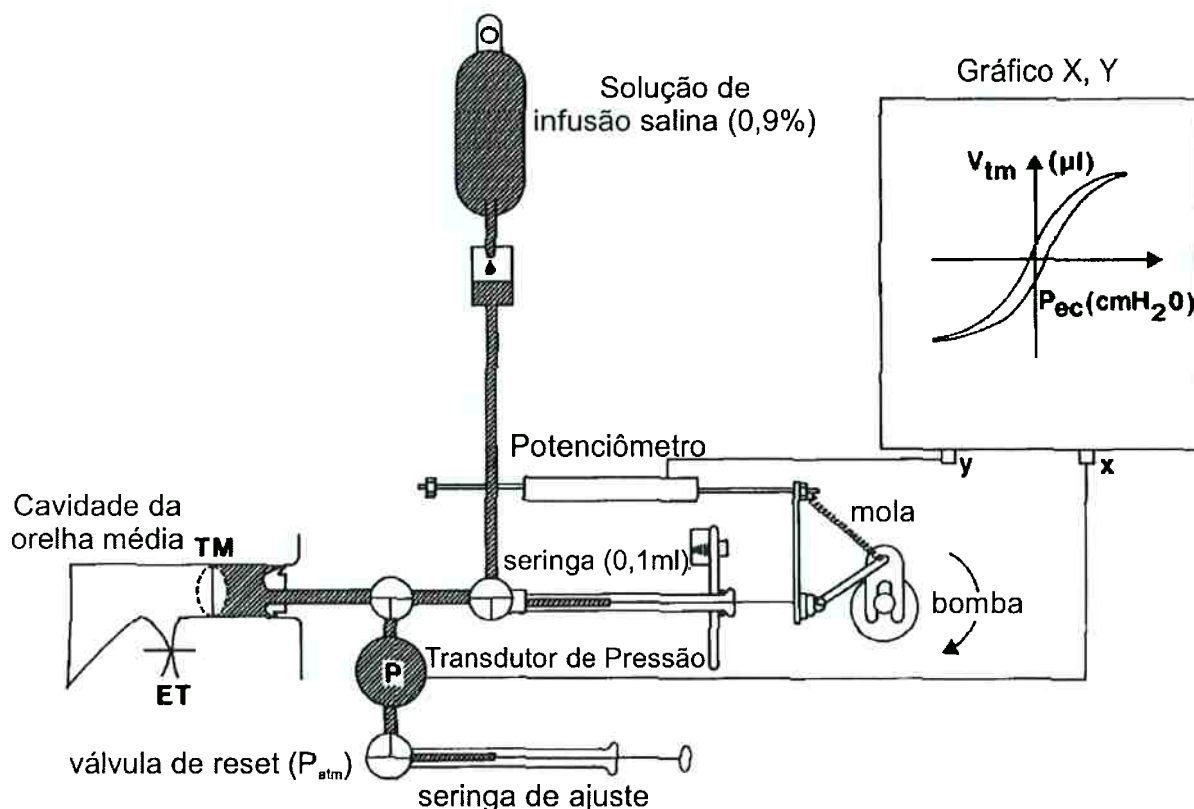


Figura 5: Diagrama do aparato experimental utilizado para a medição da complacência da membrana timpânica (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995a)

O bombeamento da água foi feito acoplado-se um motor elétrico a uma haste que é conectada ao êmbolo da seringa, de forma a assemelhar-se a um esquema de biela-manivela. Assim, a rotação do motor elétrico provoca uma variação volumétrica senoidal que é medida por um potenciômetro. O transdutor de pressão mede a variação de pressão no canal auditivo externo. Os dados medidos são plotados no gráfico X-Y como mostrado na Figura 5.

Nota-se que este experimento é apenas externo à orelha média sem considerar a pressão na cavidade timpânica. Assim, entende-se que a complacência medida não é

Tabela 3: Valores biomecânicos da membrana timpânica [esquerda/direita] (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995b)

	Histerese (μJ)	Complacência ($10^{-2} \text{ cm}^3 / \text{kPa}$)
Mediana	20,1/18,1	3,08/3,07
Inferior (95% confiança)	18,3/16,5	2,64/2,71
Superior (95% confiança)	23,5/21,3	3,38/3,38
Mínimo	8,5/10,9	1,24/1,25
Máximo	33,4/30,0	10,00/6,66
Número de membranas	41/39	

a da membrana timpânica, mas da orelha média de um modo geral (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995c).

No experimento foram utilizados 45 estudantes de medicina, todos sem nenhum histórico otológico desfavorável. Os resultados obtidos com os experimentos estão mostrados na Tabela 3.

Os valores de complacência obtidos nestes experimentos são referentes ao sistema da orelha média, pois durante os experimentos as pessoas foram colocadas na posição deitada para garantir que a trompa de Eustáquio permanecesse colabada. Dessa forma, este experimento avaliou a complacência do sistema da orelha média como um todo (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995b). Porém, se for considerado que a membrana timpânica é o único tecido que sofre deformação por causa da variação de pressão, então, pode-se considerar que a complacência é referente à membrana timpânica.

2.1.3 Transferência de Massa pela Trompa de Eustáquio

A trompa de Eustáquio, também denominada de tuba auditiva, é o principal canal de fluxo de ar entre a cavidade timpânica e o meio externo e, conseqüentemente, o principal meio para atingir o equilíbrio de pressão entre a cavidade timpânica e o ambiente (MØLLER, 2006; KANICK; DOYLE, 2005; SADÉ; AR, 1997). Ela faz a drenagem e a ventilação da cavidade timpânica que a protegem de diversas doenças relacionadas com a orelha média.

A trompa de Eustáquio é basicamente constituída de duas seções cônicas conectadas por um estreito anel denominado *isthmus*, vide Figura 6. O cone mais próximo da cavidade timpânica é essencialmente ósseo e o cone mais próximo à nasofaringe é essencialmente formado de cartilagem e envolto por vários tipos de tecidos (MØLLER, 2006; SADÉ; AR, 1997).

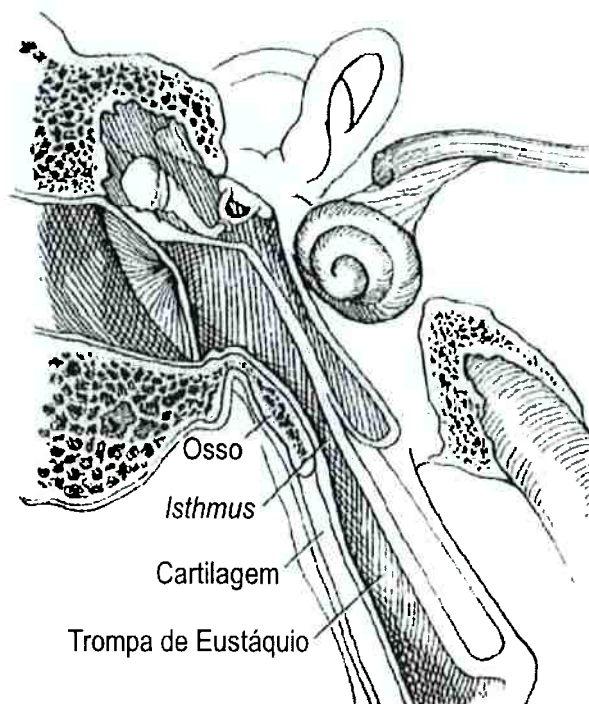


Figura 6: Esquema em corte da trompa de Eustáquio (MØLLER, 2006)

A Figura 7 mostra uma seção transversal da trompa de Eustáquio próxima à nasofaringe, ou seja, na parte cartilaginosa. Nota-se que é a presença de diversos tecidos (principalmente musculares) que envolvem a trompa de Eustáquio que a mantém colada, fazendo-se necessária a ação de forças externas para abri-la e permitir a vazão de ar através dela.

Alguns aspectos físicos da trompa de Eustáquio favorecem o fluxo de ar da cavidade timpânica para a nasofaringe e opõem ao fluxo de ar no sentido contrário, como numa válvula unidirecional (ARMSTRONG; HEIM, 1937). Portanto, quando a pressão dentro da cavidade timpânica for superior à da nasofaringe em $3,4 \text{ kPa}$, aproximadamente, ocorrerá a abertura da trompa de Eustáquio e, no sentido inverso, a abertura ocorre quando a pressão na nasofaringe supera a pressão na cavidade timpânica em

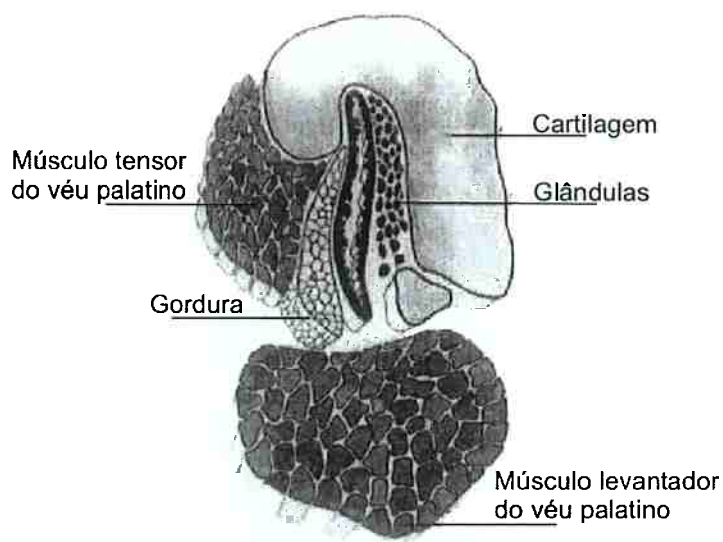


Figura 7: Esquema da seção transversal da trompa de Eustáquio na região da nasofaringe (SADé; AR, 1997)

5,9 *kPa*, aproximadamente (BLUMEN; RINNERT, 1995; KANICK; DOYLE, 2005).

Enquanto normalmente colabada (fechada pela pressão de tecidos externos), a trompa de Eustáquio pode ser ativamente descolabada (aberta) pela contração do músculo tensor do véu palatino. Alguns autores consideram, de maneira geral, que as contrações desse músculo ocorrem a cada 60 a 120 segundos devido a movimentos aleatórios da mandíbula, pescoço e cabeça, como engolir, bocejar ou virar a cabeça de um lado para o outro (ARMSTRONG; HEIM, 1937; SADé; AR, 1997; KANICK; DOYLE, 2005).

Uma vez que a trompa de Eustáquio é aberta devido a ação do músculo tensor do véu palatino, esta permanece aberta por um pequeno intervalo de tempo que pode variar de 0,20 a 0,30 segundos (KANICK; DOYLE, 2005; SADé; AR, 1997; CANTEKIN et al., 1979). A trompa de Eustáquio pode ser aberta voluntariamente por meio de movimentos da mandíbula e pela manobra de Valsalva, que é realizada exalando-se o ar forçadamente contra os lábios fechados e o nariz tapado, de tal forma que a pressão intratorácica se eleva provocando a abertura da trompa de Eustáquio e forçando o fluxo de ar para dentro da cavidade timpânica.

A abertura da trompa de Eustáquio pode ser considerada ativa ou passiva. Quando

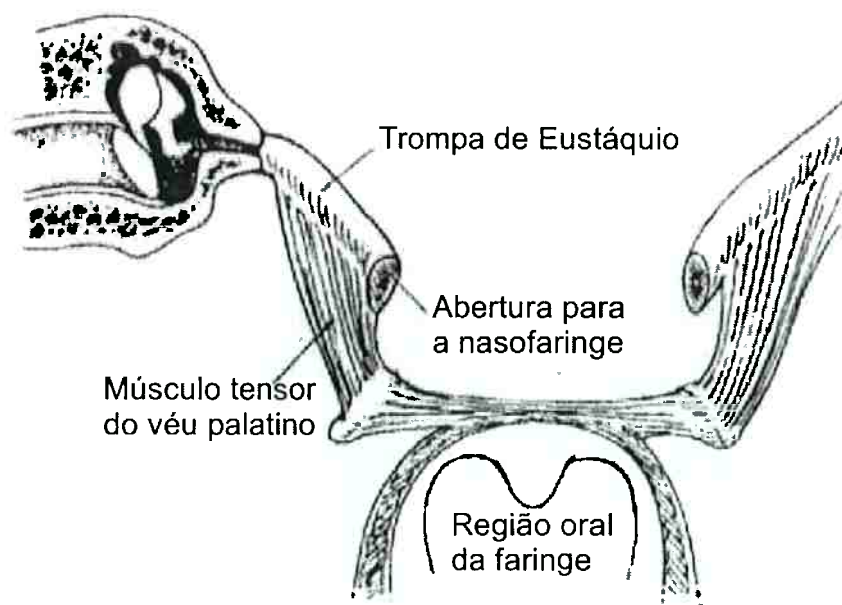


Figura 8: Esquema da ligação entre o músculo tensor do véu palatino com a trompa de Eustáquio (MØLLER, 2006)

ocorre a contração do músculo tensor do véu palatino, a abertura da trompa de Eustáquio é considerada ativa. Esse fenômeno ocorre na realização de movimentos da mandíbula, como engolir e bocejar, e também, movimentos do pescoço. A Figura 8 mostra um esquema de como o músculo tensor do véu palatino se conecta à trompa de Eustáquio.

A abertura da trompa de Eustáquio é considerada passiva se houver uma diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe, ou seja, entre os extremos da trompa de Eustáquio, suficientemente grande para forçar a abertura e permitir o escoamento de ar de um extremo para o outro. A pressão necessária para a abertura da trompa de Eustáquio depende do sentido do escoamento do ar, como já foi discutido. Quando a pressão na cavidade timpânica for superior à da nasofaringe, ou seja, o ar tende a escoar para fora do ouvido, então, a diferença de pressão necessária para provocar a abertura passiva da trompa de Eustáquio é em torno de $3,4 \text{ kPa}$. Na situação contrária, a diferença de pressão necessária é em torno de $5,9 \text{ kPa}$ (BLUMEN; RINNERT, 1995; KANICK; DOYLE, 2005).

Portanto, durante o período de decolagem e de subida da aeronave, quando a pressão barométrica no interior da cabine diminui, a pressão no interior da cavidade

Tabela 4: Pressões parciais dos gases atmosféricos no nível do mar (SADé; AR, 1997)

	Ar saturado <i>mmHg(kPa)</i>	Alveolar <i>mmHg(kPa)</i>	Arterial <i>mmHg(kPa)</i>	Sangue Venoso <i>mmHg(kPa)</i>	Orelha Média* <i>mmHg(kPa)</i>
P_{O_2}	150(20,0)	102(13,6)	93(12,4)	38(5,1)	40(5,3)
P_{CO_2}	0(0,0)	39(5,2)	39(5,2)	44(5,9)	50(6,7)
P_{H_2O}	47(6,3)	47(6,3)	47(6,3)	47(6,3)	47(6,3)
$P_{N_2} \dagger$	563(75,1)	572(76,3)	575(76,7)	575(76,7)	623(83,1)
P_{total}	760(101,3)	760(101,3)	754(100,5)	704(94,0)	760(101,3)

*Valores médios de múltiplas medidas

† N_2 e outros gases inertes

timpânica tende a ser cada vez maior do que a pressão na cabine e, conseqüentemente, na nasofaringe. Quando essa diferença atinge o valor limite (3,4 kPa), então, a trompa de Eustáquio abre passivamente. Durante o período de descida e pouso da aeronave, ocorre a situação inversa e, neste caso, a diferença de pressão necessária para abrir a trompa de Eustáquio é maior (5,9 kPa). Quando essa pressão é atingida a trompa é aberta passivamente. Por essa razão, as taxas típicas de variação de pressão de cabine no estágio de subida são maiores do que no estágio de descida das aeronaves.

Outra importante forma de troca gasosa da orelha média é através da difusão dos gases presentes na cavidade timpânica através da mucosa da orelha média e das paredes dos vasos sanguíneos para obter o equilíbrio de concentrações entre os gases presentes nos dois meios. Geralmente, existe uma diferença entre as pressões parciais dos gases presentes na cavidade timpânica e nos gases presentes na corrente sanguínea que irriga a região da cavidade timpânica. Esta diferença de pressões parciais, ou de concentrações, provoca a difusão dos gases para que o equilíbrio seja atingido. A difusão ocorre através do tecido mucoso que reveste a cavidade timpânica e através da parede dos vasos sanguíneos. De acordo com Sadé e Ar (1997), sob condições normais, os cinco gases mais representativos que constituem o ar (i.e. N_2 , Ar, O_2 , CO_2 e H_2O) também estão presentes dissolvidos no sangue e tecidos e em qualquer cavidade fisiológica como a cavidade timpânica. A Tabela 4 mostra os valores de pressões parciais dos gases atmosféricos em alguns desses meios, no nível do mar.

Assim que o sangue arterial deixa os pulmões e atinge os tecidos, ocorrem grandes variações nas composições dos gases nos capilares. Geralmente, o consumo de O_2 no nível celular é maior do que a produção de CO_2 . Além disso, a pressão parcial do CO_2 diminui menos do que o aumento da pressão parcial do O_2 , pois o CO_2 é mais solúvel do que o O_2 nos tecidos e no sangue. Portanto, nota-se um expressivo decréscimo da pressão parcial do O_2 (P_{O_2}) e um moderado acréscimo da pressão parcial do CO_2 (P_{CO_2}) entre o sangue arterial e o sangue venoso. Essa diferença entre o consumo de O_2 e a produção de CO_2 representa um *déficit* na pressão total do sangue venoso que irriga o ouvido médio que deverá ser suprido pelos gases no ouvido médio. Como pode ser notada através da tabela, a pressão parcial do N_2 não é muito alterada, pois se trata de um gás inerte.

A difusão dos gases ocorre do meio de maior pressão parcial para o meio de menor pressão parcial até que o equilíbrio de pressões ocorra. As moléculas dos gases atravessam qualquer meio permeável a elas assim como líquidos, tecidos, paredes dos vasos sanguíneos e camadas epiteliais. Porém, a difusão dos gases ocorre a diferentes taxas dependendo do material.

Com os dados da Tabela 4, verifica-se que deverá haver um fluxo de N_2 da orelha média para o sangue venoso por difusão. Os demais gases (O_2 , CO_2 e vapor de H_2O) são considerados em equilíbrio na orelha média e no sangue venoso, pois os valores de pressões parciais são muito próximos.

Nota-se também, que a cada abertura da trompa de Eustáquio há uma tendência de a concentração dos gases na orelha média se aproximar da concentração do ar na nasofaringe e, enquanto a trompa de Eustáquio permanece fechada, os gases confinados na orelha média vão difundir a fim de obter o equilíbrio de pressões.

De acordo com Sadé e Ar (1997), as pressões parciais dos gases, no nível do mar, na nasofaringe são, aproximadamente, 99 *mmHg* (13,2 *kPa*) para o O_2 , 36 *mmHg* (4,8 *kPa*) para o CO_2 , 578 *mmHg* (77,1 *kPa*) para o N_2 e gases inertes e 47 *mmHg* (6,2 *kPa*) de vapor de H_2O , resultando numa pressão total de 760 *mmHg* (101,3 *kPa*).

Assim, a diferença de pressão entre a orelha média e o sangue venoso é em torno de 56 mmHg ($7,5 \text{ kPa}$), portanto, se ocorrer o equilíbrio entre o ouvido médio e o sangue venoso, existirá um gradiente de pressão negativo na membrana timpânica de 56 mmHg ($7,5 \text{ kPa}$). É importante notar que estes valores são relativos ao nível do mar. Como o presente projeto visa analisar este problema em condições de voo estes valores devem ser corrigidos ou calculados de forma a ter coerência com a realidade.

2.1.4 Transferência de Massa pelas Cavidades Mastoideas

Outra forma de troca gasosa no ouvido humano ocorre através do sistema de cavidades mastoideas. Este sistema é formado de diversas cavidades de ar localizadas próximo à parede posterior da cavidade timpânica na região petrosa do osso temporal, vide Figura 9. As cavidades estão conectadas formando um grande volume pneumático ligado à cavidade timpânica. A ligação entre a cavidade timpânica e o sistema de cavidades mastoideas ocorre através de uma larga abertura chamada de *Aditus ad antrum*, que pode ter uma forma arredondada, oval ou triangular, sendo a última a mais frequente (COSTA, 2008). O volume de ar total deste sistema de cavidades varia bastante entre os seres humanos numa faixa de menos de 1 cm^3 a até 30 cm^3 (SADÉ; AR, 1997; PARK; YOO; LEE, 2000; KANICK; DOYLE, 2005; DOYLE, 2007). Não se sabe ao certo qual a real função do sistema de cavidades mastoideas, porém, diversos trabalhos publicados (MAGNUSON, 2003; DOYLE, 2007) mostram que há uma correlação entre a magnitude do volume de ar do sistema com doenças auditivas como otite média, por exemplo. Quanto maior o volume das cavidades mastoideas menores os casos de doenças.

A troca gasosa no sistema de cavidades mastoideas ocorre por difusão com a corrente sanguínea, pois as superfícies das cavidades são cobertas por tecido mucoso, assim como a cavidade timpânica, que é irrigado pelo sangue.

Existem algumas discussões quanto à verdadeira função deste sistema de cavidades. Alguns afirmam que a função deste sistema é a de um compensador de pressão

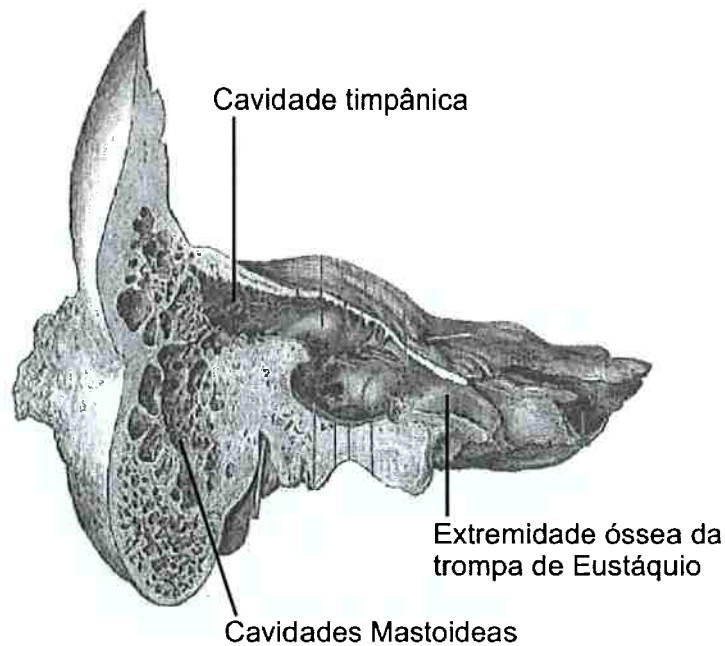


Figura 9: Esquema do osso temporal na região da orelha média (Fonte: <http://www.bartleby.com/107/illus913.html>).

que diminui o efeito da variação de pressão na orelha média (SADÉ; AR, 1997). Entretanto, há autores que consideram que o sistema de cavidades mastoideas tem a função de limitar a taxa de variação de pressão na orelha média e não de compensar a pressão (DOYLE, 2007).

2.2 Modelos Matemáticos

A proposta deste trabalho é apresentar um modelo matemático das funções de transferência de massa da orelha média humana. Portanto, nesta seção, serão apresentados os poucos modelos encontrados na literatura que tratam deste aspecto da orelha média.

2.2.1 Modelo de Cleeves e Watson

O modelo de Cleeves e Watson (1968) foi, provavelmente, o primeiro modelo computacional da orelha média desenvolvido com o fim de avaliar a aceitabilidade de transientes de pressão de cabine sobre pessoas.

Neste modelo, o fluxo de ar que passa pela trompa de Eustáquio (W), considerada uma válvula isentrópica, é calculado pela eq.(2.2).

$$W = \frac{KCA P_h N}{\sqrt{T}} \quad (2.2)$$

sendo que, K é uma constante, CA é uma área efetiva de escoamento, P_h é a pressão absoluta no lado da trompa de Eustáquio de maior pressão (na orelha média ou na cabine), T é a temperatura e N é o número de Chester Smith (CLEEVES; WATSON, 1968).

O número de Chester Smith (N), originalmente denominado de fator de restrição, é normalizado com base na razão entre a pressão mais elevada com a pressão de menor valor. Sendo que admite valor zero para razão de pressões igual a um, e admite valor um para razão de pressões igual a 1,872 que é a razão na qual o escoamento sônico é atingido (ARP1270, 1978; Revisão: 2000).

A variação de massa do ar, considerando a orelha média como um volume de controle, é dada pela eq.(2.3).

$$\Delta V = W \Delta t \quad (2.3)$$

Considerando a hipótese de gás perfeito e diferenciando a equação de gás perfeito para o caso de volume constante e processo isotérmico, obtém-se a eq.(2.4).

$$dP = \frac{RT}{V} dM \quad (2.4)$$

Aproximando a eq.(2.4) para pequenos incrementos obtém-se a eq.(2.5).

$$\Delta P = \frac{RT}{V} \Delta M \quad (2.5)$$

A equação da pressão na orelha média no instante, $t + \Delta t$, é descrita pela eq.(2.6).

$$P_{t+\Delta t} = P_t + \Delta P \quad (2.6)$$

Assim, substituindo o ΔP da eq.(2.6) pela eq.(2.5), obtém-se a eq.(2.7).

$$P_{t+\Delta t} = P_t + \frac{WRT}{V} \Delta t \quad (2.7)$$

Dessa forma, o modelo de Cleeves e Watson é dado pelas eq.(2.7) e eq.(2.2). Este modelo considera que a trompa de Eustáquio permanece aberta, funcionando como uma válvula isentrópica, o que não é a realidade, pois, de fato, a trompa permanece colabada a maior parte do tempo e passa por pequenos intervalos de aberturas aleatórias. Os autores reconhecem esse fato, mas consideram que a aproximação que o modelo apresenta é satisfatória. Além disso, a determinação de alguns parâmetros do modelo, como a relação V/CA e a constante K , foram ajustados baseados nas recomendações de taxas de variação de pressão obtidas com o experimento de Armstrong e Heim (1937).

Este modelo não considera, também, qualquer efeito de difusão dos gases presentes na orelha média com a corrente sanguínea. Esta consideração é razoável partindo-se do princípio de que a trompa de Eustáquio permanece aberta. Porém, como o estado natural da trompa de Eustáquio é colabada, então, os efeitos da difusão dos gases com a corrente sanguínea não podem ser desprezados.

2.2.2 Modelo de Kanick e Doyle

Kanick e Doyle (2005) desenvolveram um modelo matemático das trocas gasosas da orelha média através da trompa de Eustáquio e da difusão dos gases com a corrente sanguínea na cavidade timpânica. Este modelo é bastante completo, pois

considera a transferência de massa pela trompa de Eustáquio como intermitente, diferentemente do modelo de Cleeves e Watson (1968), e considera, também, a difusão dos gases da orelha média com o sangue venoso.

Neste modelo foi utilizada uma modelagem estrutural da trompa de Eustáquio que considera a força aplicada sobre a parede interior da trompa (F_{ET}). A trompa de Eustáquio é aberta quando a força F_{ET} for superior à força de fechamento da trompa de Eustáquio que é igual à soma da força devido à pressão do tecido da mucosa ($P_{ET}A_{ET}$) e a força devido a uma tensão superficial intraluminal (F_{ST}), ou seja,

$$F_{ET}(t) = P_{ET}(t)A_{ET} + F_{ST} \quad (2.8)$$

sendo que, A_{ET} é a área superficial de contato da mucosa.

Portanto, a trompa de Eustáquio é aberta quando a pressão da orelha média (P_{ME}) exerce uma força ($P_{ME}A_{ME}$) igual ou superior a F_{ET} , ou, quando a pressão da nasofaringe (P_{NP}) exerce uma força ($P_{NP}A_{NP}$) igual ou superior a F_{ET} . Assim,

$$P_{ME}(t) > \frac{F_{ET}(t)}{A_{ME}} = P_{ME-ET}^O(t) \quad \text{ou} \quad P_{NP}(t) > \frac{F_{ET}(t)}{A_{NP}} = P_{NP-ET}^O(t) \quad (2.9)$$

sendo que, A_{ME} e A_{NP} são as áreas superficiais da trompa de Eustáquio efetivamente expostas à orelha média e à nasofaringe, respectivamente, e P_{ME-ET}^O e P_{NP-ET}^O são as pressões de abertura da trompa de Eustáquio da orelha média e da nasofaringe, respectivamente. As pressões de abertura e de fechamento da trompa de Eustáquio podem ser retiradas de alguns trabalhos experimentais encontrados na literatura (GROTH et al., 1985; CHAN et al., 1987; SWARTS; BLUESTONE, 2003).

A modelagem estrutural de Kanick e Doyle (2005) considera que a abertura da trompa de Eustáquio ocorre quando a força de contração do músculo tensor do véu

palatino (F_{mTVP}) for superior a F_{ET} . De acordo com os autores, sempre que essa condição ocorrer, a magnitude da força de contração muscular vai determinar o deslocamento da parede lateral da trompa de Eustáquio que está ligada ao músculo seguindo a lei de Hooke. Assim, se $F_{mTVP}(t) > F_{ET}(t)$, então, $X_{ET}(t) = F_{mTVP}(t)C_{ET}$, em que, X_{ET} é o deslocamento da parede lateral da trompa de Eustáquio e C_{ET} é uma constante de deformação da estrutura da trompa de Eustáquio.

O escoamento de ar através da trompa de Eustáquio foi considerado como sendo um escoamento de Hagen-Poiseuille entre duas placas planas. Portanto,

$$Q_{ET}(t) = \left(\frac{2}{3}\right) \frac{\Delta P_{ME-NP}(t) X_{ET}(t)^3 W}{\mu L} \quad (2.10)$$

sendo que, Q_{ET} é a vazão de ar através da trompa de Eustáquio, ΔP_{ME-NP} é o diferencial de pressão responsável pelo fluxo de ar, W é a altura da abertura da trompa de Eustáquio, μ é a viscosidade do ar e L é o comprimento da trompa de Eustáquio. Apesar de os autores apresentarem este modelo baseado no escoamento de Hagen-Poiseuille para o escoamento de ar através da trompa de Eustáquio, é interessante que este modelo, aparentemente, não é utilizado por eles, pois eles utilizam uma resistência ativa ao escoamento de gás (R_A) como dado de entrada no modelo. Valores empíricos de R_A e T_A podem ser encontrados na literatura (CANTEKIN et al., 1977; CANTEKIN et al., 1979; CANTEKIN; DOYLE; BLUESTONE, 1982; KANICK; DOYLE, 2005). Assim, a equação do volume de ar transferido durante uma abertura ativa da trompa de Eustáquio de período T_A é dada por:

$$Q_{ET}(t)T_A = \frac{\Delta P_{ME-NP}(t)T_A}{R_A} \quad (2.11)$$

Como será visto mais adiante, a resistência ao escoamento R_A é um parâmetro de extrema importância no modelo de trocas gasosas. Porém, este parâmetro tem demonstrado ser muito difícil de ser obtido, seja pelo método experimental utilizado, pelos modelos utilizados, pelas diversas diferenças entre as pessoas ou por razões

de saúde. O fato é que nos diversos trabalhos realizados são detectadas muitas incompatibilidades nos resultados dos valores deste parâmetro. No próprio trabalho de Kanick e Doyle (2005), que é um dos poucos trabalhos que apresenta um modelo de trocas gasosas, existem divergências nos valores deste parâmetro.

A difusão dos gases com o sangue venoso foi modelada pela eq.(2.12).

$$\frac{dP_{ME}^i(t)}{dt} = k_i [P_{ME}^i(t) - P_{VB}^i(t)] \quad (2.12)$$

sendo que, k_i é uma constante empírica de taxa de difusão do gás i , P_{ME}^i é a pressão parcial do gás i na orelha média e P_{VB}^i é a pressão parcial do gás i no sangue venoso.

A transferência de massa através da trompa de Eustáquio, quando esta é aberta passivamente, foi modelada por Kanick e Doyle (2005) através da eq.(2.13).

$$\frac{dP_{ME}^i}{dt} = y_{NP}^i [P_{NP}^{tot}(t) - P_{ME}^{tot}(t)] \quad (2.13)$$

sendo que, y_{NP}^i é a fração molar do gás i na nasofaringe, P_{NP}^{tot} é a pressão total na nasofaringe e P_{ME}^{tot} é a pressão total na orelha média (KANICK; DOYLE, 2005).

2.3 Trabalhos Experimentais

Nesta seção são apresentados os trabalhos experimentais, que apresentam resultados de valor para o presente projeto. Inicialmente são descritos os trabalhos relacionados com os efeitos que a variação de pressão tem sobre a orelha média. Depois, serão apresentados os trabalhos que obtiveram valores de parâmetros que serão utilizados no desenvolvimento do modelo do presente projeto.

2.3.1 Experimento de Armstrong e Heim

Provavelmente, o primeiro trabalho experimental voltado para a pesquisa na análise do efeito da variação de pressão sobre a orelha humana foi realizado por Armstrong e Heim (1937). Neste trabalho foram utilizados apenas cinco homens, considerados saudáveis, no experimento. O experimento consistiu em diversas simulações de subidas com taxas de despressurização variando de 12 a 60 Pa/s (200 a 1000 pés por minuto) numa faixa de pressão de 101,3 a 18,8 kPa (0 a 40000 pés de altitude).

Iniciando com a pressão no nível do mar e despressurizando a uma taxa constante de variação de pressão, foram necessárias diferenças de pressão de 0,4 a 0,7 kPa (110 a 180 pés de altitude) antes que qualquer efeito fosse percebido conscientemente. Os primeiros efeitos observados neste ponto foram uma leve sensação de enchimento na orelha média e, através de exames, foram observadas pequenas deformações nas membranas timpânicas. Estes efeitos foram aumentando à medida que a pressão era reduzida até uma diferença de pressão de, aproximadamente, 2 kPa (500 pés de altitude) quando, repentinamente, o som de um "clique" foi ouvido e sentido na orelha média. Segundo os autores, a membrana timpânica, neste ponto, retornou ao estado normal, ou seja, sem deformação e a sensação de enchimento desapareceu, pois a trompa de Eustáquio foi forçada a abrir devido à excessiva diferença de pressão e um fluxo de ar para fora da orelha média causou a equalização da pressão e o retorno da membrana timpânica para a sua posição natural. Com a continuidade da despressurização, sucessivos "cliques" foram ouvidos, porém, a cada 1,5 kPa (435 pés de altitude) de variação de pressão. De acordo com os autores, isso indica que são necessários 2 kPa de excesso de pressão na orelha média para abrir, de maneira passiva, a trompa de Eustáquio e esta permanece aberta até que a diferença de pressão seja de 0,5 kPa (130 pés de altitude) quando é novamente fechada.

Apesar destes importantes resultados obtidos pelos autores, eles mesmos afirmaram que diferenças consideráveis foram detectadas entre os indivíduos e num mesmo

indivíduo. Além disso, a amostragem de cinco pessoas apenas é muito pequena de forma que os resultados talvez não representem a população em geral.

Ainda no trabalho experimental de Armstrong e Heim (1937), observaram que quando a pressão ao invés de reduzida é aumentada o efeito observado é completamente diferente. A trompa de Eustáquio permaneceu fechada para todos os graus de pressão sendo que a membrana timpânica de um dos indivíduos chegou a romper. Durante os experimentos, quaisquer tentativas de abertura voluntária da trompa de Eustáquio foram proibidas.

2.3.2 Experimento de Spealman e Cherry

Spealman e Cherry (1958) realizaram experimentos numa câmara de baixa pressão com o objetivo de avaliar se a taxa de variação de pressão é um importante fator associado às sensações sentidas na orelha média.

O método experimental consistiu em reduzir a pressão na câmara para altitudes simuladas em 8000 e 9000 pés. A partir destas altitudes, os voluntários experimentaram várias descidas de 50 a 2000 pés, com taxas variando entre 300 a 14000 pés/min.

Neste experimento, participaram nove voluntários. Cada voluntário tinha em posse um controle com um botão, que deveria ser pressionado quando este percebesse que houve variação da pressão ambiente. Dessa forma, foi possível avaliar quais variações da pressão ambiente poderiam ser sentidas, no nível da percepção, pelos voluntários.

Antes do início do experimento os voluntários foram instruídos a não conversarem ou realizarem quaisquer movimentos da mandíbula ou outros movimentos que pudessem causar a equalização involuntária da orelha média. Estes movimentos deveriam ser realizados apenas quando houvesse a intenção de equalizar a pressão na orelha média. Pois, se a equalização involuntária acontecesse, esta não seria documentada e os valores de referência de percepção seriam incorretos.

Os resultados experimentais obtidos foram utilizados pela recomendação da SAE ARP1270 (1978; Revisão: 2000) para elaborar um gráfico que apresenta uma curva limite para as taxas de variação de altitude em função do tempo necessário para atingir o acúmulo de pressão para aquela curva, vide Figura 10. A curva refere-se aos dados experimentais obtidos com o voluntário que apresentou os menores valores de acúmulo de pressão.

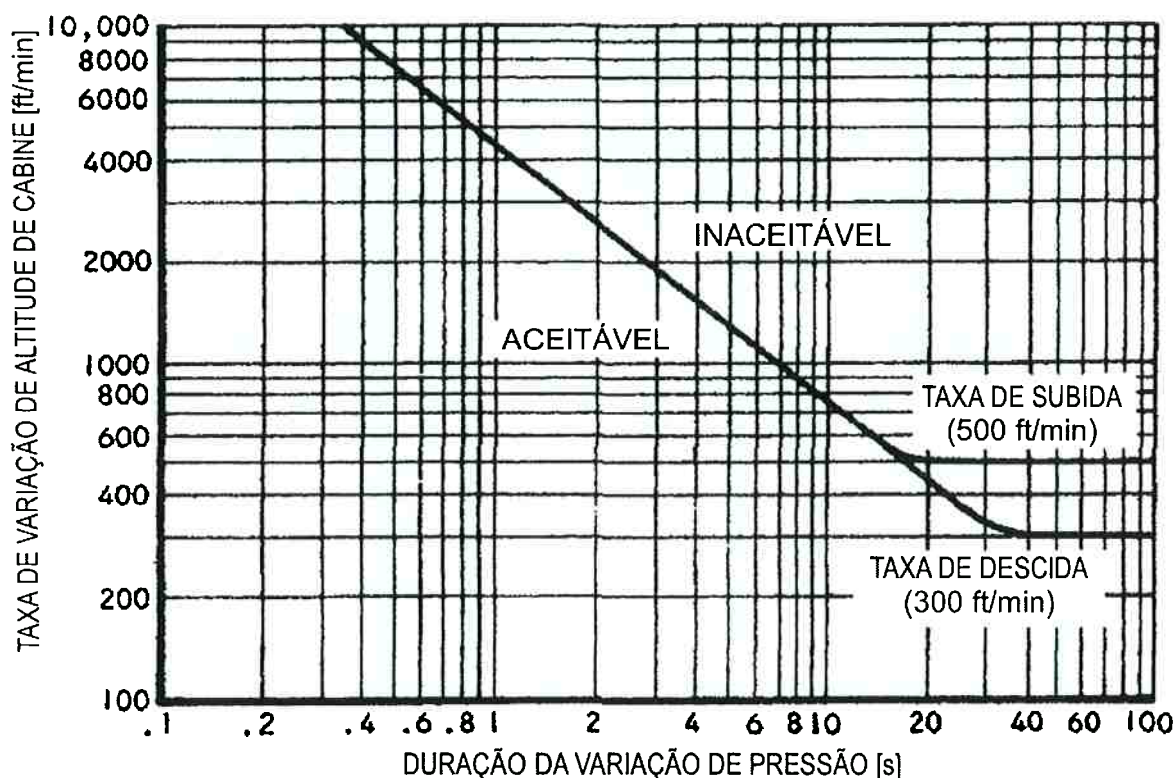


Figura 10: Critério de aceite de taxas de variação de altitude (ARP1270, 1978; Revisão: 2000)

A parte inclinada do gráfico corresponde aos dados experimentais obtidos por Spelman e Cherry (1958) representando um acúmulo de pressão de aproximadamente 70 pés de altitude no nível do mar. Os trechos constantes da curva (500 pés/min e 300 pés/min) representam os valores recomendados por Armstrong e Heim (1937).

Este gráfico apresenta alguns problemas na forma como foi construído. O primeiro problema é o acúmulo de pressão excessivamente pequeno, aproximadamente 70 pés, que é utilizado como limite entre aceitável e não aceitável, como mostra a Figura 10. Este valor é muito baixo e não representa condições de conforto, principalmente,

porque este valor representa o nível de percepção de variação de pressão e não, necessariamente, nível de desconforto, o trabalho experimental de Waggoner (1967), descrito na seção 2.3.3, confirma este fato. Além disso, este é o valor mais baixo obtido no experimento, ou seja, outros voluntários apresentaram níveis de percepção mais elevados do que 70 pés de altitude.

Outro problema encontrado na construção deste gráfico está nos trechos constantes. Este gráfico representa a taxa de variação de altitude em função do tempo necessário para atingir o valor de pressão limite. Portanto, se uma pessoa leva cerca de um minuto para realizar involuntariamente as manobras de equalização de pressão na orelha média, então a taxa de variação de pressão máxima que pode ocorrer deve ser em torno de 70 pés/min. Entretanto, de acordo com a curva da Figura 10, este valor seria bem maior (300 ou 500 pés/min). Assim, a forma como o gráfico foi construído vai contra a segurança, pois, para valores maiores de tempo admite taxas de variação de altitude maiores do que deveriam se fosse considerado o acúmulo de pressão obtido experimentalmente.

2.3.3 Experimento de Waggoner

Trinta anos depois do trabalho de Armstrong e Heim (1937), Waggoner (1967) realizou experimentos em câmaras de baixa pressão buscando resultados mais representativos do que os obtidos por Armstrong e Heim, pois neste trabalho participaram 138 pessoas nos testes contra os cinco indivíduos saudáveis utilizados por Armstrong e Heim (1937). Além disso, todas as pessoas que participaram dos testes foram examinadas antes e depois dos testes e, independentemente dos resultados dos exames, nenhuma pessoa foi excluída do teste.

Os indivíduos foram divididos em dois grupos. O primeiro e maior grupo era formado por 102 pessoas. Cada voluntário foi submetido a dois "voos", pois a câmara de baixa pressão simulava altitudes variando do nível do mar a 7500 pés de altitude e depois retornando ao nível do mar. Cada indivíduo possuía um botão que deveria

ser apertado quando sentisse a necessidade de ventilar a orelha média, ou seja, abrir a trompa de Eustáquio para aliviar a diferença de pressão entre a orelha e a câmara, e soltar o botão quando esta tarefa completasse. Este grupo de pessoas recebeu instruções de como ventilar a orelha média. Não foi dito aos voluntários quais as taxas de variação de pressão que foram utilizadas, para que não houvesse contaminação dos resultados. As taxas de variação de pressão utilizadas nas fases de subidas dos voos foram de 500 pés/min, 700 pés/min, 900 pés/min e 1100 pés/min. Nas fases de descidas utilizaram 300 pés/min, 500 pés/min, 700 pés/min e 900 pés/min. Em um dos voos os voluntários tiveram que prestar atenção apenas nos ouvidos e pressionar o botão como descrito anteriormente. No outro voo os voluntários tiveram um material selecionado de leitura. A análise dos resultados se deu no número de vezes em que o botão foi pressionado em cada fase de subida e de descida. Segundo Waggoner (1967) não houve diferença significativa entre o primeiro e o segundo voo.

Os resultados obtidos com os testes do primeiro grupo de 102 voluntários mostraram que não há diferença significativa entre utilizar as taxas de variação de pressão recomendadas de 500 pés/min na subida e 300 pés/min na descida e qualquer outra taxa de variação de pressão utilizadas no experimento. Além disso, verificaram que utilizar 700 pés/min na descida e 900 pés/min na subida não apresenta danos patológicos ou sintomas a mais do que nas taxas recomendadas. Porém, é importante lembrar que este grupo de voluntários recebeu instruções de como ventilar adequadamente a orelha média.

O experimento com o segundo grupo de 36 voluntários foi realizado exatamente do mesmo modo que o experimento do primeiro grupo. Entretanto, este grupo não recebeu qualquer instrução de como realizar a ventilação da orelha média e também não receberam o botão para ser pressionado. Apenas fizeram os mesmos voos que o outro grupo e foram submetidos apenas a análises clínicas antes e depois dos voos. Waggoner observou, com este experimento, que este grupo de voluntários apresentou muito mais casos patológicos do que o primeiro grupo. Assim, concluiu que a

informação sobre como ventilar a orelha média é de extrema importância para evitar patologias na membrana timpânica durante os voos.

2.3.4 Experimento de Cantekin et al.

Outro importante trabalho experimental realizado foi o de Cantekin et al. (1979), pois estudaram o escoamento de ar através da trompa de Eustáquio. O objetivo deles era de verificar as diferenças do escoamento de ar através da trompa de Eustáquio entre pessoas com orelhas médias saudáveis e com históricos recentes de doenças das orelhas médias. Foram utilizados dois métodos experimentais sendo o primeiro um teste de enchimento e esvaziamento da orelha média e o segundo um teste de resposta forçada. A Figura 11 mostra o aparato experimental utilizado nos experimentos. Os voluntários que participaram dos testes foram divididos em dois grupos. O primeiro grupo com um total de seis voluntários não apresentou nenhum histórico de doenças da orelha média e perfurações da membrana timpânica, sendo definido como o grupo normal. O segundo grupo foi composto de cinco voluntários que apresentaram recente histórico de otite média com efusão e, conseqüentemente, perfuração crônica da membrana timpânica.

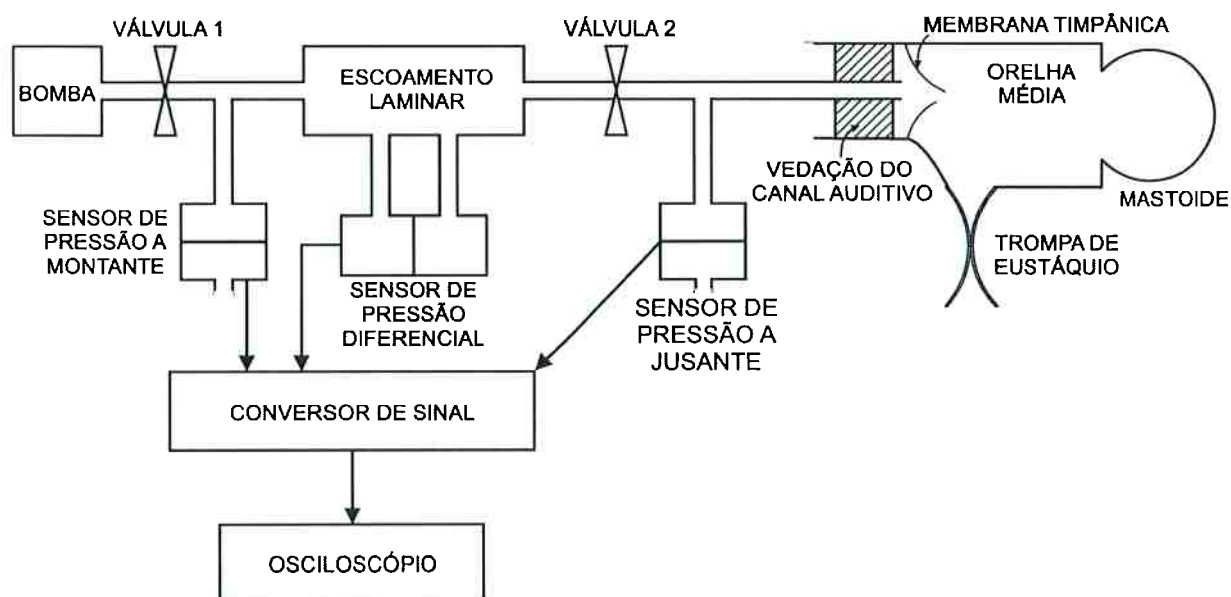


Figura 11: Instrumentação utilizada para medição da resistência da trompa de Eustáquio (CANTEKIN et al., 1979)

O primeiro teste, de enchimento-esvaziamento, foi realizado utilizando-se vários níveis de pressão positiva e negativa e exigindo-se que o voluntário equilibrasse a pressão através de movimentos da mandíbula, ou seja, abertura ativa da trompa de Eustáquio. No segundo teste, de resposta forçada, a orelha média foi submetida a um fluxo constante de ar (taxa de variação de pressão constante) forçando a abertura da trompa de Eustáquio passivamente. Após a abertura passiva da trompa de Eustáquio a bomba continuou a suprir fluxo constante de ar, mantendo a trompa aberta. Após a condição de regime permanente ser atingida foi solicitado ao voluntário que movesse a mandíbula a fim de abrir ativamente a trompa de Eustáquio, pois dessa forma puderam observar o aumento da dilatação da trompa de Eustáquio devido à contração do músculo tensor do véu palatino.

Os resultados obtidos por Cantekin et al. (1979) foram muito interessantes e com informações valiosas para serem utilizadas no modelo matemático. Através dos testes puderam verificar que o tempo de abertura ativa do trompa de Eustáquio é na média em torno de 0,25 segundos para o grupo normal e, varia de 0,15 a 0,34 segundos para o grupo anormal. Outros importantes dados obtidos com os experimentos foram as resistências das trompas de Eustáquio ao escoamento de ar. Com os testes puderam avaliar uma resistência passiva (R_p), que ocorre com a abertura passiva da trompa de Eustáquio e uma resistência ativa (R_A), que ocorre com a abertura ativa da trompa de Eustáquio. Essas resistências foram obtidas para uma faixa de vazão de ar forçada para a orelha média de 5,5 a 44 cm³/min. A resistência ativa da trompa de Eustáquio mostrou-se relativamente constante em aproximadamente 1,2 kPa/cm³/s para o grupo normal de voluntários e, para o grupo anormal, este valor foi muito superior chegando a 23,5 kPa/cm³/s. A resistência passiva da trompa de Eustáquio apresentou-se variável com o fluxo de ar numa razão quase linear, sendo de, aproximadamente, 17,6 kPa/cm³/s para 5,5 cm³/min e 2,9 kPa/cm³/s para vazão de 44 cm³/min. Assim como na resistência ativa, a resistência passiva foi maior para a maioria dos voluntários que apresentaram algum histórico de doença na orelha média.

Apesar dos bons resultados apresentados pelos experimentos, deve-se lembrar

que a amostragem de voluntários foi bastante pequena (11 pessoas), o que pode não representar muito bem a realidade da população. Entretanto, este trabalho deixou claro que, no grupo de voluntários considerados normal, os valores obtidos apresentaram pequena margem de incerteza indicando que há uma tendência em se encontrar valores médios que podem ser utilizados em modelos. Porém, este trabalho mostrou que para o grupo anormal não existe tal relação sendo que os valores apresentados variam muito de pessoa para pessoa e, no geral, são valores que indicam um aumento da dificuldade de suportar taxas de variações de pressão.

2.3.5 Experimento de Groth et al.

Groth et al. (1985) realizaram um experimento para verificar os efeitos de três taxas de variação de pressão sobre o desempenho da trompa de Eustáquio através do uso de uma câmara de pressão. Os voluntários do experimento foram 28 pessoas com orelhas consideradas saudáveis, sendo que 53 orelhas foram analisadas no experimento.

O aparato experimental utilizado foi uma combinação da câmara de pressão com um medidor de impedância acústico, que permitiu a avaliação da função da trompa de Eustáquio sem alterar a integridade física da membrana timpânica. Um esquema deste aparato está representado na Figura 12.

O medidor de impedância acústico foi combinado a um servo-sistema cuja função era manter um nível de pressão sonora no canal auditivo externo constante. Assim, com a variação da complacência da membrana timpânica foi possível medir os valores de pressão referentes ao funcionamento da trompa de Eustáquio. O volume do canal auditivo externo (V_C), existente entre a membrana timpânica e o medidor de impedância acústico, foi isolado do ambiente, ou seja, a pressão nesse espaço foi mantida constante pelo servo-sistema independentemente das variações de pressão na câmara de pressão e na orelha média.

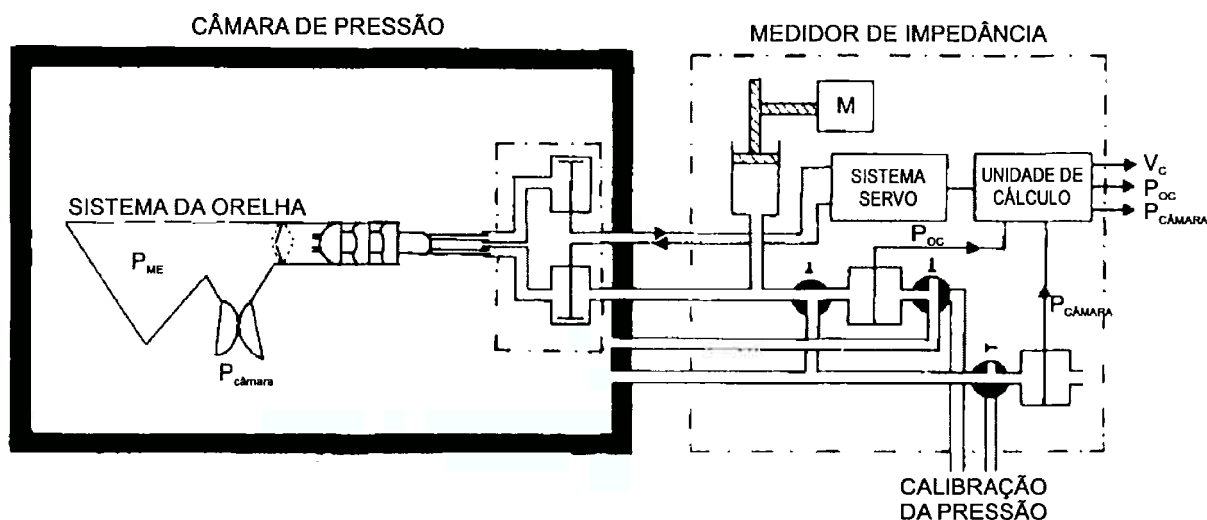


Figura 12: Esquema do aparato experimental utilizado para medição da complacência da membrana timpânica (GROTH et al., 1985)

Portanto, a deformação da membrana timpânica, ou a variação da sua complacência, foi medida através da variação do volume de ar do canal auditivo externo (V_c), detectado pelo medidor de impedância, como mostra a Figura 13.

Os testes foram realizados variando-se a pressão relativa na câmara entre +5 kPa e -5 kPa, utilizando-se três taxas de variação de pressão na câmara de pressão, a Tabela 5 mostra as taxas utilizadas no experimento. Cada pessoa foi submetida às três taxas de variação de pressão e os testes foram repetidos cinco vezes para averiguação da repetitividade dos resultados. As duas primeiras vezes foram descartadas por serem considerados testes de ajuste.

Tabela 5: Taxas de variação de pressão utilizadas para obtenção de parâmetros relativos ao funcionamento da trompa de Eustáquio (GROTH et al., 1985)

kPa/s	$10^3 ft/min$
0,3	4,9
0,7	11,5
1,5	24,5

Com os testes foi possível obter quatro parâmetros de pressão relacionados com o funcionamento da trompa de Eustáquio. O primeiro parâmetro é a pressão necessária para abrir a trompa de Eustáquio (P_{OL}) enquanto a pressão relativa na câmara é diminuída de +5 kPa para -5 kPa. Este parâmetro refere-se à diferença de pressão entre a orelha média e a nasofaringe, sendo que a pressão na orelha média é superior

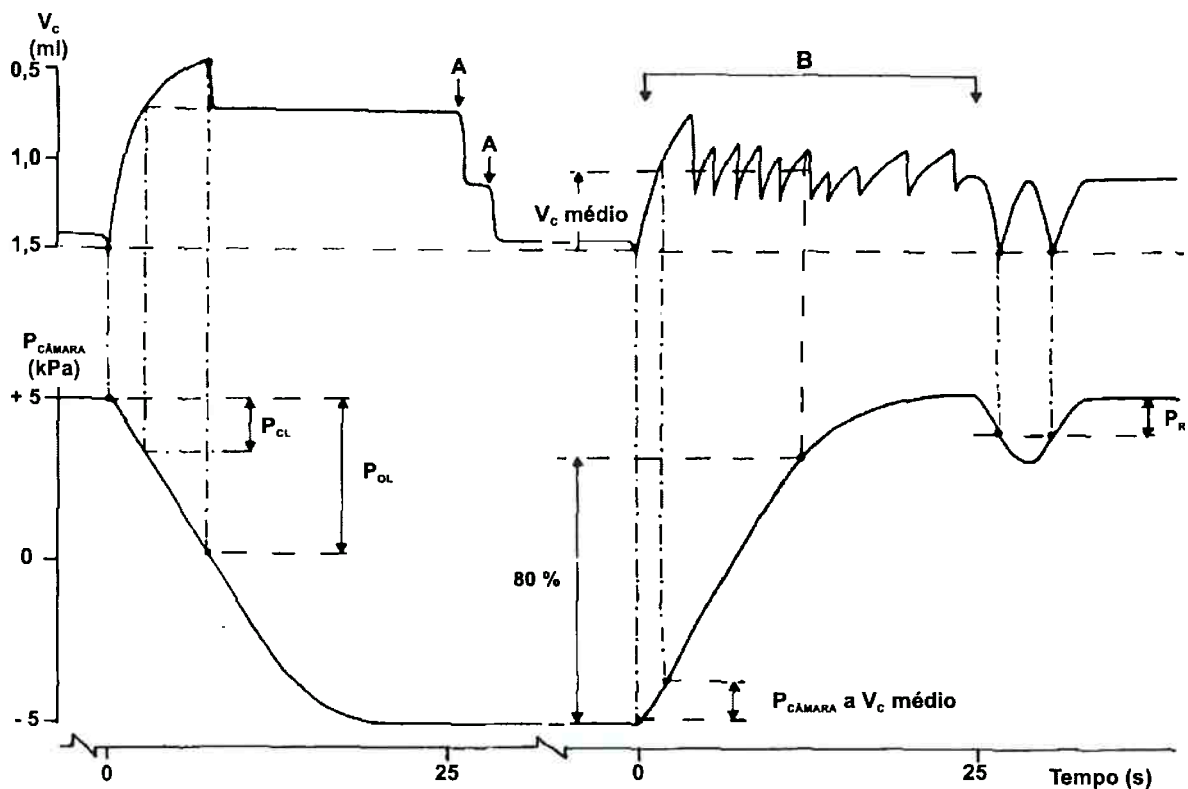


Figura 13: Variação volumétrica da orelha média devido a deformação da membrana timpânica em função da variação de pressão da câmara (GROTH et al., 1985)

à na nasofaringe, que provoca a abertura passiva da trompa de Eustáquio. A forma de obtenção desse parâmetro é mostrada na Figura 13.

O segundo parâmetro medido é a pressão residual na orelha média depois da abertura passiva da trompa de Eustáquio ter acontecido. Esta pressão é equivalente à pressão de fechamento da trompa de Eustáquio (P_{CL}), pois depois de a trompa ter sido aberta passivamente, esta permaneceu aberta até que a diferença de pressão entre a orelha média e a nasofaringe diminuísse de P_{OL} para P_{CL} .

O terceiro parâmetro é o aumento de pressão necessário (P_{TM}) para atingir um deslocamento médio da membrana timpânica durante sucessivas aberturas ativas da trompa de Eustáquio enquanto a câmara é pressurizada.

O quarto parâmetro é a pressão residual (P_R), na orelha média, após terem cessado as aberturas ativas da trompa de Eustáquio realizadas durante a pressurização da câmara. O valor de P_R foi obtido através de exame de timpanometria realizado

logo após a pressurização da câmara em que diversas manobras de aberturas ativas da trompa de Eustáquio foram realizadas. A Figura 13 mostra como estes quatro parâmetros estão representados graficamente.

Os valores médios dos parâmetros obtidos pelos autores estão mostrados na Tabela 6. Com os valores obtidos por Groth et al. (1985), eles concluíram que para maiores taxas de variação de pressão, maior é a pressão necessária para abrir passivamente a trompa de Eustáquio. Isso ocorre porque quanto menor a taxa de variação de pressão, maior é o tempo para que o equilíbrio seja alcançado antes que a pressão no ouvido médio aumente mais.

Tabela 6: Valores médios dos parâmetros de pressão relativos à trompa de Eustáquio e orelha média

Parâmetro	Taxa de variação de pressão		
	0,3 <i>kPa/s</i>	0,7 <i>kPa/s</i>	1,5 <i>kPa/s</i>
P_{OL} [<i>kPa</i>]	3,5±0,3	3,8±0,3	4,0±0,4
P_{CL} [<i>kPa</i>]	1,4±0,3	1,5±0,3	1,6±0,2
P_{TM} [<i>kPa</i>]	0,7±0,3	1,1±0,2	1,3±0,4
P_R [<i>kPa</i>]	1,0±0,3	1,3±0,6	1,4±0,6

Fonte: (GROTH et al., 1985)

Segundo Groth et al. (1985), a pressão de fechamento da trompa de Eustáquio não variou muito com as taxas, pois está relacionada com o que ocorre após o equilíbrio ser atingido. Portanto, a vazão de ar através da trompa de Eustáquio não é muito determinante sobre a pressão necessária para que esteja colabada. O aumento observado em P_{TM} e P_R podem estar relacionados com a quantidade de manobras utilizadas para abrir a trompa de Eustáquio ativamente (GROTH et al., 1985).

3 DESENVOLVIMENTO DO MODELO DA ORELHA MÉDIA

Neste capítulo, descreve-se o desenvolvimento do modelo matemático da pressão dentro da cavidade timpânica, ou seja, da pressão na orelha média, como função da variação da pressão de cabine e estabelece as condições iniciais e de contorno do modelo.

3.1 Equacionamento

A Figura 14 mostra um esquema de um modelo físico da orelha média considerando a transferência de massa pelo processo de difusão com a corrente sanguínea na cavidade timpânica e nas cavidades mastoideas e, também, através do fluxo de gás pela trompa de Eustáquio quando aberta.

3.1.1 Transferência de Massa pela Trompa de Eustáquio

A vazão volumétrica dos gases através da trompa de Eustáquio é dada em função do gradiente de pressão entre a nasofaringe e a cavidade timpânica e de uma resistência que a trompa de Eustáquio apresenta ao escoamento dos gases. Portanto, a vazão volumétrica pela trompa de Eustáquio é dada pela eq. (3.1).

$$q_{ET} = \frac{P_N - P_{TC}}{R_{ET}} \quad (3.1)$$

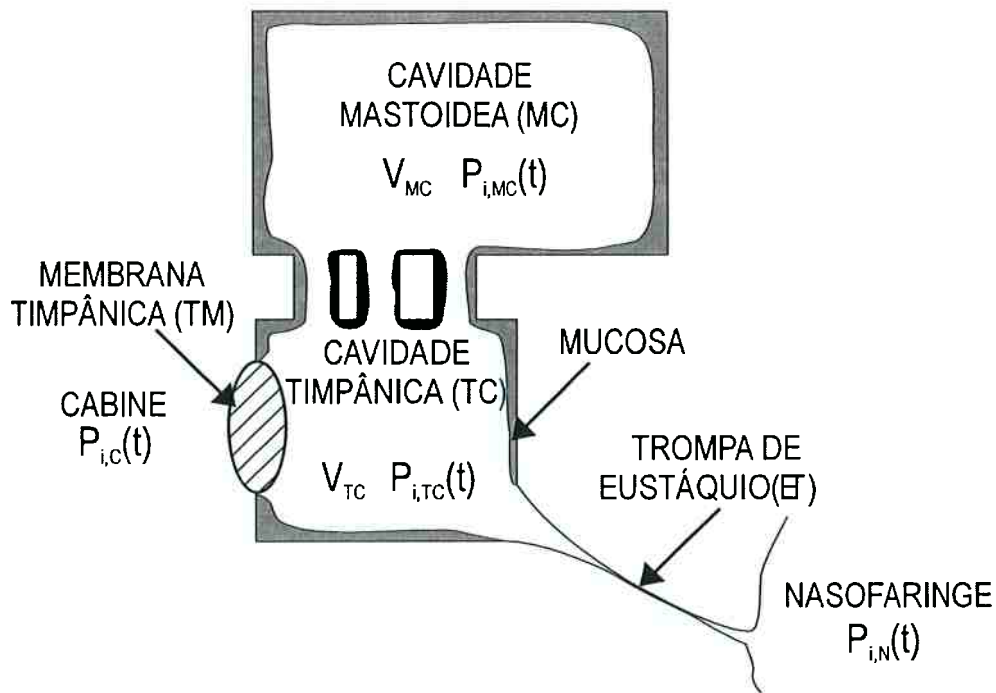


Figura 14: Esquema dos processos de transferência de massa na orelha média

sendo que, q_{ET} é a vazão em volume dos gases através da trompa de Eustáquio, P_N é a pressão total na nasofaringe, P_{TC} é a pressão total na cavidade timpânica e R_{ET} é a resistência da trompa de Eustáquio ao escoamento dos gases.

Utilizando-se modelo de gás perfeito para os gases na cavidade timpânica (N_2 , O_2 , CO_2 e H_2O), obtém-se que a vazão molar total desses gases através da trompa de Eustáquio ($\frac{dN_{ET}}{dt}$) é dada pela eq. (3.2).

$$\frac{dN_{ET}}{dt} = \frac{P_{TC} (P_N - P_{TC})}{R_u T R_{ET}} \quad (3.2)$$

sendo que, P_N é a pressão total na nasofaringe, R_u é a constante universal dos gases e T é a temperatura dos gases na cavidade timpânica.

Assim, a vazão molar da espécie i através da trompa de Eustáquio é dada pela eq. (3.3).

$$\frac{dN_{i,ET}}{dt} = \frac{P_{i,TC} (P_N - P_{TC})}{R_u T R_{ET}} \quad (3.3)$$

sendo que, $P_{i,TC}$ é a pressão parcial do gás i na cavidade timpânica.

3.1.2 Transferência de Massa por Difusão

O fluxo de gás pelo processo de difusão entre a corrente sanguínea e a cavidade timpânica foi modelado utilizando-se o modelo de Kanick e Doyle (2005). Este modelo considera que a taxa de variação da pressão do gás i dentro da cavidade timpânica é proporcional à diferença de pressão parcial do gás i entre cavidade timpânica e a corrente sanguínea, como mostra a eq. (3.4).

$$\frac{dP_{i,TC}}{dt} = k_{i,TC} (P_{i,B} - P_{i,TC}) \quad (3.4)$$

sendo que, $k_{i,TC}$ é a constante de difusão do gás i entre a cavidade timpânica e a corrente sanguínea e $P_{i,B}$ é a pressão parcial do gás i na corrente sanguínea.

Utilizando a hipótese de gás ideal, obtém-se a equação da taxa de variação do número de mols na cavidade timpânica devido à difusão dos gases com a corrente sanguínea, como mostra a eq. (3.5).

$$\left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{B \rightarrow TC} = \frac{V_{TC}}{R_u T} k_i (P_{i,B} - P_{i,TC}) \quad (3.5)$$

Aplicando este mesmo modelo para o processo de difusão entre os gases da cavidade mastoidea e os gases dissolvidos na corrente sanguínea, obtém-se a eq. (3.6).

$$\frac{dP_{i,MC}}{dt} = k_{i,MC} (P_{i,B} - P_{i,MC}) \quad (3.6)$$

sendo que, $P_{i,MC}$ é a pressão parcial do gás i nas cavidades mastoideas e $k_{i,MC}$ é a constante de difusão do gás i entre as cavidades mastoideas e a corrente sanguínea.

Utilizando a hipótese de gás ideal, obtém-se a equação da taxa de variação do número de mols na cavidade mastoidea devido à difusão dos gases com a corrente sanguínea, como mostra a eq. (3.7).

$$\left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{B \rightarrow MC} = \frac{V_{MC}}{R_u T} k_i (P_{i,B} - P_{i,MC}) \quad (3.7)$$

3.1.3 Deformação da Membrana Timpânica

O volume da cavidade timpânica é composto basicamente de estruturas rígidas com exceção da membrana timpânica. Portanto, pode-se considerar que qualquer variação deste volume seja devido à deformação da membrana timpânica, como mostra a eq. (3.8).

$$V_{TC} = V_0 + \Delta V_{TM} \quad (3.8)$$

sendo que, V_{TC} é o volume da cavidade timpânica, V_0 é o volume da cavidade timpânica sem deformação da membrana timpânica e ΔV_{TM} é a variação de volume devido à deformação da membrana timpânica.

A deformação da membrana timpânica está associada à diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a cabine pela sua complacência, através da eq. (3.9).

$$\Delta V_{TM} = C_{TM} (P_{TC} - P_{cabin}) \quad (3.9)$$

sendo que, C_{TM} é a complacência da membrana timpânica, P_{TC} é a pressão total dos gases na cavidade timpânica e P_{cabin} é a pressão total dos gases na cabine.

Portanto, substituindo a eq. (3.9) na eq. (3.8), obtém-se a expressão para o volume da cavidade timpânica dada pela eq. (3.10).

$$V_{TC} = V_0 + C_{TM} (P_{TC} - P_{cabin}) \quad (3.10)$$

Derivando a eq. (3.10) no tempo, obtém-se a eq. (3.11).

$$\frac{dV_{TC}}{dt} = C_{TM} \left(\frac{dP_{TC}}{dt} - \frac{dP_{cabin}}{dt} \right) \quad (3.11)$$

3.1.4 Balanço de Mols na Cavidade Mastoidea

Adotando-se a hipótese de comportamento de gás ideal para os gases dentro da cavidade mastoidea, verifica-se que o número total de mols de cada espécie ($N_{i,MC}$) nesta cavidade é dado pela eq. (3.12).

$$N_{i,MC} = \frac{P_{i,MC} V_{MC}}{R_u T} \quad (3.12)$$

sendo que, V_{MC} é o volume total das cavidades mastoideas.

Derivando a eq. (3.12) no tempo e admitindo que o volume da cavidade mastoidea é constante, obtém-se a eq. (3.13).

$$\frac{dN_{i,MC}}{dt} = \frac{V_{MC}}{R_u T} \frac{dP_{i,MC}}{dt} \quad (3.13)$$

A taxa de variação do número de mols na cavidade mastoidea pode ser separada em duas parcelas. Sendo uma parcela devido ao processo de difusão com a corrente sanguínea $\left(\frac{dN_{i,dif}}{dt} \Big|_{B \rightarrow MC} \right)$ e a outra parcela devido à difusão dos gases para a cavidade timpânica $\left(\frac{dN_{i,dif}}{dt} \Big|_{MC \rightarrow TC} \right)$, como mostra a eq. (3.14).

$$\frac{dN_{i,MC}}{dt} = \frac{dN_{i,dif}}{dt} \Big|_{B \rightarrow MC} - \frac{dN_{i,dif}}{dt} \Big|_{MC \rightarrow TC} \quad (3.14)$$

Substituindo a eq. (3.13) na eq. (3.14) e isolando o termo referente à difusão com a cavidade timpânica, obtém-se a eq. (3.15).

$$\left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{MC \rightarrow TC} = \left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{B \rightarrow MC} - \frac{V_{MC}}{R_u T} \frac{dP_{i,MC}}{dt} \quad (3.15)$$

Substituindo a eq. (3.7) na eq. (3.15), obtém-se a eq. (3.16).

$$\left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{MC \rightarrow TC} = \frac{V_{MC}}{R_u T} \left[k_i (P_{i,B} - P_{i,MC}) - \frac{dP_{i,MC}}{dt} \right] \quad (3.16)$$

3.1.5 Balanço de Mols na Cavidade Timpânica

Adotando-se a hipótese de comportamento de gás ideal para os gases dentro da cavidade timpânica, verifica-se que o número total de mols de cada espécie ($N_{i,TC}$) nesta cavidade é dado pela eq. (3.17).

$$N_{i,TC} = \frac{P_{i,TC} V_{TC}}{R_u T} \quad (3.17)$$

A taxa de variação do número de mols na cavidade timpânica é obtido derivando-se a eq. (3.17) no tempo e é dado pela eq. (3.18).

$$\frac{dN_{i,TC}}{dt} = \frac{P_{i,TC}}{R_u T} \frac{dV_{TC}}{dt} + \frac{V_{TC}}{R_u T} \frac{dP_{i,TC}}{dt} \quad (3.18)$$

A taxa de variação do número de mols do gás i dentro da cavidade timpânica é devido ao escoamento do gás através da trompa de Eustáquio, à difusão do gás da corrente sanguínea para a cavidade timpânica e à difusão do gás da cavidade mastoidea para a cavidade timpânica, como mostra a eq. (3.19).

$$\frac{dN_{i,TC}}{dt} = \frac{dN_{i,ET}}{dt} + \left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{B \rightarrow TC} + \left. \frac{dN_{i,dif}}{dt} \right|_{MC \rightarrow TC} \quad (3.19)$$

Substituindo as eq. (3.18), (3.3), (3.5) e (3.16) na eq. (3.19), obtêm-se a eq. (3.20).

$$\frac{P_{i,TC}}{R_u T} \frac{dV_{TC}}{dt} + \frac{V_{TC}}{R_u T} \frac{dP_{i,TC}}{dt} = \frac{P_{i,TC}}{R_u T} \frac{(P_N - P_{TC})}{R_{ET}} + \frac{V_{MC}}{R_u T} \left[k_i (P_{i,B} - P_{i,MC}) - \frac{dP_{i,MC}}{dt} \right] + \frac{V_{TC}}{R_u T} k_i (P_{i,B} - P_{i,TC}) \quad (3.20)$$

A cavidade mastoidea é formada por diversas cavidades localizadas na parte petrosa do osso temporal na parte posterior à cavidade timpânica. Da mesma maneira que essas cavidades estão interligadas entre si, a ligação destas com a cavidade timpânica se dá através de aberturas na parede posterior da mesma. Portanto, é razoável considerar que os gases presentes na cavidade mastoidea estejam em equilíbrio com os gases da cavidade timpânica. Então, a eq. (3.20) pode ser reescrita da seguinte forma.

$$\frac{dP_{i,TC}}{dt} = \frac{P_{i,TC}}{(V_{TC} + V_{MC})} \left[\frac{P_N - P_{TC}}{R_{ET}} + C_{TM} \left(\frac{dP_{cabin}}{dt} - \frac{dP_{TC}}{dt} \right) \right] + \frac{(V_{TC} k_{i,TC} + V_{MC} k_{i,MC})}{V_{TC} + V_{MC}} (P_{i,B} - P_{i,TC}) \quad (3.21)$$

As constantes de difusão são função, principalmente, das características da mucosa e das paredes dos vasos sanguíneos, por onde ocorre a difusão dos gases. Admitindo-se que essas propriedades sejam as mesmas na região da cavidade mastoidea e na cavidade timpânica, ou seja, $k_{i,MC} = k_{i,TC}$, a eq. (3.21) pode ser escrita da seguinte forma.

$$\frac{dP_{i,TC}}{dt} = \frac{P_{i,TC}}{(V_{TC} + V_{MC})} \left[\frac{P_N - P_{TC}}{R_{ET}} + C_{TM} \left(\frac{dP_{cabin}}{dt} - \frac{dP_{TC}}{dt} \right) \right] + k_{i,TC} (P_{i,B} - P_{i,TC}) \quad \text{em que } i = (N_2, O_2, CO_2 \text{ e } H_2O) \quad (3.22)$$

A eq.(3.22) apresenta um sistema de quatro equações diferenciais ordinárias acopladas entre si, sendo uma equação para cada espécie de gás, a saber, N_2 , O_2 , CO_2 e vapor de H_2O . O método numérico utilizado para a solução deste conjunto de equações foi o de Euler, pois, em comparação com o método de Runge-Kutta de 4ª ordem, mostrou-se bastante eficiente.

3.2 Condições Iniciais e Parâmetros de Entrada

O modelo matemático obtido é formado por um sistema de equações diferenciais ordinárias. Dessa forma, a solução numérica destas equações necessita que sejam definidas as condições iniciais de cada uma das equações. Nesta seção, são apresentadas essas condições iniciais e, também, os valores dos parâmetros de entrada do modelo. Os valores das condições iniciais e dos parâmetros de entrada no modelo estão resumidos na Tabela 7.

3.2.1 Resistência da trompa de Eustáquio

Como já discutido na seção 2.1.3, a trompa de Eustáquio apresenta um importante papel nos processos de transferência de massa da orelha média. A trompa de Eustáquio permanece colabada, ou seja, bloqueada, a maior parte do tempo e, portanto, está será a sua condição inicial. Para que o modelo matemático “entenda” que a trompa de Eustáquio esteja colabada, o valor de sua resistência é elevado como que tendendo ao infinito. Desse modo, a parcela da eq.(3.22) referente à transferência de massa pela trompa de Eustáquio tende a zero.

O intervalo entre sucessivas aberturas ativas da trompa de Eustáquio foi estabelecido em 75 s (ARMSTRONG; HEIM, 1937). A duração de uma abertura ativa da trompa de Eustáquio foi estabelecida em 0,25 s (SADÉ; AR, 1997; KANICK; DOYLE, 2005).

Tabela 7: Resumo das condições iniciais e parâmetros de entrada do modelo

Parâmetro	Símbolo	Valor	Referência
Resistência ativa da TE*	R_{ET}	$1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$	(CANTEKIN et al., 1979)
Resistência passiva da TE*	R_{ET}	$3,0 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$	(CANTEKIN et al., 1979)
Pressão relativa de abertura da TE* na subida	P_{OP}	$3,5 \text{ kPa}$	(GROTH et al., 1985)
Pressão relativa de abertura da TE* na descida	P_{OP}	$5,9 \text{ kPa}$	(GROTH et al., 1985)
Pressão relativa de fechamento da TE*	P_{CL}	$1,4 \text{ kPa}$	(GROTH et al., 1985)
Intervalo entre aberturas da TE*	t_{OP}	75 s	(ARMSTRONG; HEIM, 1937)
Duração da abertura ativa da TE*	t_{ET}	$0,25 \text{ s}$	(SADÉ; AR, 1997; KANICK; DOYLE, 2005)
Complacência da MT†	C_{TM}	$3,08 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^3/\text{kPa}$	(GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995b)
Volume da cavidade timpânica	V_{TC}	1 cm^3	(KANICK; DOYLE, 2005)
Volume das cavidades mastoideas	V_{CM}	10 cm^3	(De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)
Constantes de difusão	k_{O_2}	$0,008 \text{ min}^{-1}$	(KANICK; DOYLE, 2005)
	k_{CO_2}	$0,16 \text{ min}^{-1}$	
	k_{H_2O}	$0,32 \text{ min}^{-1}$	
	k_{N_2}	$0,0008 \text{ min}^{-1}$	
Pressões parciais dos gases na corrente sanguínea	$P_{O_2,B}$	$5,07 \text{ kPa}$	(SADÉ; AR, 1997)
	$P_{CO_2,B}$	$5,87 \text{ kPa}$	
	$P_{H_2O,B}$	$6,27 \text{ kPa}$	
	$P_{N_2,B}$	$76,65 \text{ kPa}$	
Frações molares iniciais dos gases na orelha média (ar seco)	$y_{O_2,TC}$	$0,0561$	(SADÉ; AR, 1997)
	$y_{CO_2,TC}$	$0,0701$	
	$y_{N_2,TC}$	$0,8738$	
Frações molares dos gases na nasofaringe	$y_{O_2,N}$	$0,1571$	(HARELL et al., 1996)
	$y_{CO_2,N}$	$0,0449$	
	$y_{N_2,N}$	$0,7890$	
Umidade relativa do ar na orelha média e na nasofaringe		100%	
Temperatura dos gases na orelha média e nasofaringe		$36 \text{ }^\circ\text{C}$	

*TE - trompa de Eustáquio

†MT - membrana timpânica

A resistência da trompa de Eustáquio, no caso de uma abertura ativa, foi estabelecido em $1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$. No caso de abertura passiva, o valor da resistência ficou em $3,0 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$.

No caso em que a pressão na orelha média for superior à pressão na nasofaringe, como ocorre na fase de subida de um voo, a trompa de Eustáquio será aberta passivamente quando essa diferença de pressão for de $3,5 \text{ kPa}$. A trompa permanecerá aberta até que a diferença de pressão reduza para $1,4 \text{ kPa}$ (GROTH et al., 1985).

No caso em que a pressão na orelha média for inferior à pressão na nasofaringe, como ocorre na fase de descida de um voo, a trompa de Eustáquio será aberta passivamente quando essa diferença de pressão for de $5,9 \text{ kPa}$. A trompa permanecerá aberta até que a diferença de pressão reduza para $1,4 \text{ kPa}$ (GROTH et al., 1985).

3.2.2 Complacência da membrana timpânica

A complacência da membrana timpânica foi discutida na seção 2.1.2. Foi discutido que, apesar de apresentar um comportamento visco-elástico, a membrana timpânica pode ser modelada pela sua complacência. O valor da complacência da membrana timpânica escolhido para as simulações foi de $3,08 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^3/\text{kPa}$ (GAIHEDE; FELDING; ELBRØND, 1995b).

3.2.3 Volume da orelha média

O volume da orelha média pode ser dividido em volume da cavidade timpânica e volume das cavidades mastoideas. O volume das cavidades mastoideas foi estabelecido em 10 cm^3 (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009). Este volume permanece constante durante a simulação, pois não é considerado nenhum efeito de deformação das paredes das cavidades mastoideas devido à variação de pressão.

O volume da cavidade timpânica sofre alteração durante a simulação, pois existe a deformação da membrana timpânica devido à variação de pressão. Portanto, o

volume inicial da cavidade timpânica foi estabelecido em 1 cm^3 (KANICK; DOYLE, 2005), que é o volume quando a membrana timpânica está na sua posição normal, ou seja, quando não há diferença de pressão entre a orelha média e o ambiente.

3.2.4 Pressões parciais dos gases na orelha média

As variáveis dependentes que o modelo matemático calcula são as pressões parciais dos gases na orelha média, para, então, calcular a pressão total e, depois, a diferença de pressão entre a orelha média e o ambiente, que seria a cabine de uma aeronave. Assim, os valores de diferença de pressão vão indicar a porcentagem de pessoas desconfortáveis no ambiente.

Portanto, para calcular as pressões parciais iniciais na orelha média, foram utilizados valores de frações molares dos gases (N_2 , O_2 e CO_2) na orelha média, sendo que esses valores foram obtidos a partir de trabalhos anteriormente publicados (SADÉ, AR, 1997). A pressão parcial do vapor de água foi calculada considerando que o ar presente na orelha média está saturado.

3.2.5 Pressões parciais dos gases na corrente sanguínea

As pressões parciais dos gases (N_2 , O_2 , CO_2 e $\text{H}_2\text{O}_{\text{vapor}}$) na corrente sanguínea estão relacionadas com o fenômeno de transferência de massa por difusão entre a orelha média e a corrente sanguínea, sendo que esta reveste as superfícies da orelha média através da mucosa.

Sabe-se que as pressões parciais dos gases variam com a altitude, sendo que quanto maior a altitude menor é a pressão atmosférica e, portanto, menores são as pressões parciais. Do mesmo modo, os gases dissolvidos na corrente sanguínea têm suas pressões parciais alteradas com a variação da altitude. Entretanto, na análise de transferência de massa na orelha média, considera-se que a difusão ocorre com o sangue venoso "misturado", que é um método de estimar as pressões parciais no

sangue considerando-se os diversos tipos de sangue que irrigam a cavidade da orelha média. Constatou-se, através de modelos computacionais (YANAGIHARA et al., 2005), que, para variações de altitude até 10000 pés ($\approx 3050 m$), a variação das pressões parciais no sangue venoso misturado não é expressiva. Variações expressivas ocorrem para casos de descompressão de cabine em que a altitude chega, rapidamente, a 40000 pés ($\approx 12200 m$).

Portanto, as pressões parciais dos gases na corrente sanguínea serão consideradas constantes para as simulações em que a pressão de cabine permanece abaixo do valor correspondente a 10000 pés de altitude. Se for desejável simular condições de descompressão de cabine, então, deve-se utilizar o modelo de Yanagihara et al. (2005) para obter os valores das pressões parciais dos gases dissolvidos no sangue venoso. Os valores das pressões parciais dos gases dissolvidos no sangue venoso que foram adotados no modelo estão mostrados na Tabela 7.

3.3 Resultados Preliminares e Discussão

Nesta seção são apresentados alguns resultados de diversas simulações realizadas com o modelo matemático desenvolvido. Diversos gráficos são apresentados com o intuito de realizar análises paramétricas dos principais parâmetros do modelo. Algumas simulações foram realizadas utilizando curvas de pressão típicas de voos fornecidas pela EMBRAER. Outras simulações foram realizadas utilizando-se as curvas de variação de pressão do experimento realizado na câmara hipobárica do IMAE (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009).

A Figura 15 mostra o resultado da simulação utilizando-se os valores dos parâmetros apresentados na Tabela 7. Este gráfico mostra uma curva típica de pressão de cabine (linha preta) registrada durante um voo real. Além disso, o gráfico mostra a pressão total dos gases dentro da cavidade timpânica calculada com o modelo matemático descrito no capítulo anterior. As linhas pontilhadas no gráfico representam os

limites de conforto de pressão. Esses limites foram escolhidos a partir dos resultados de acúmulo de pressão dentro da cavidade timpânica obtidos com o experimento realizado no IMAE, maiores detalhes podem ser encontrados na seção 4.1.3, na página 86. O valor de diferença de pressão entre a orelha média e a cabine selecionado como limiar de desconforto foi de $3,2 \text{ kPa}$, que foi a menor mediana obtida com o voluntário 116 do experimento (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009).

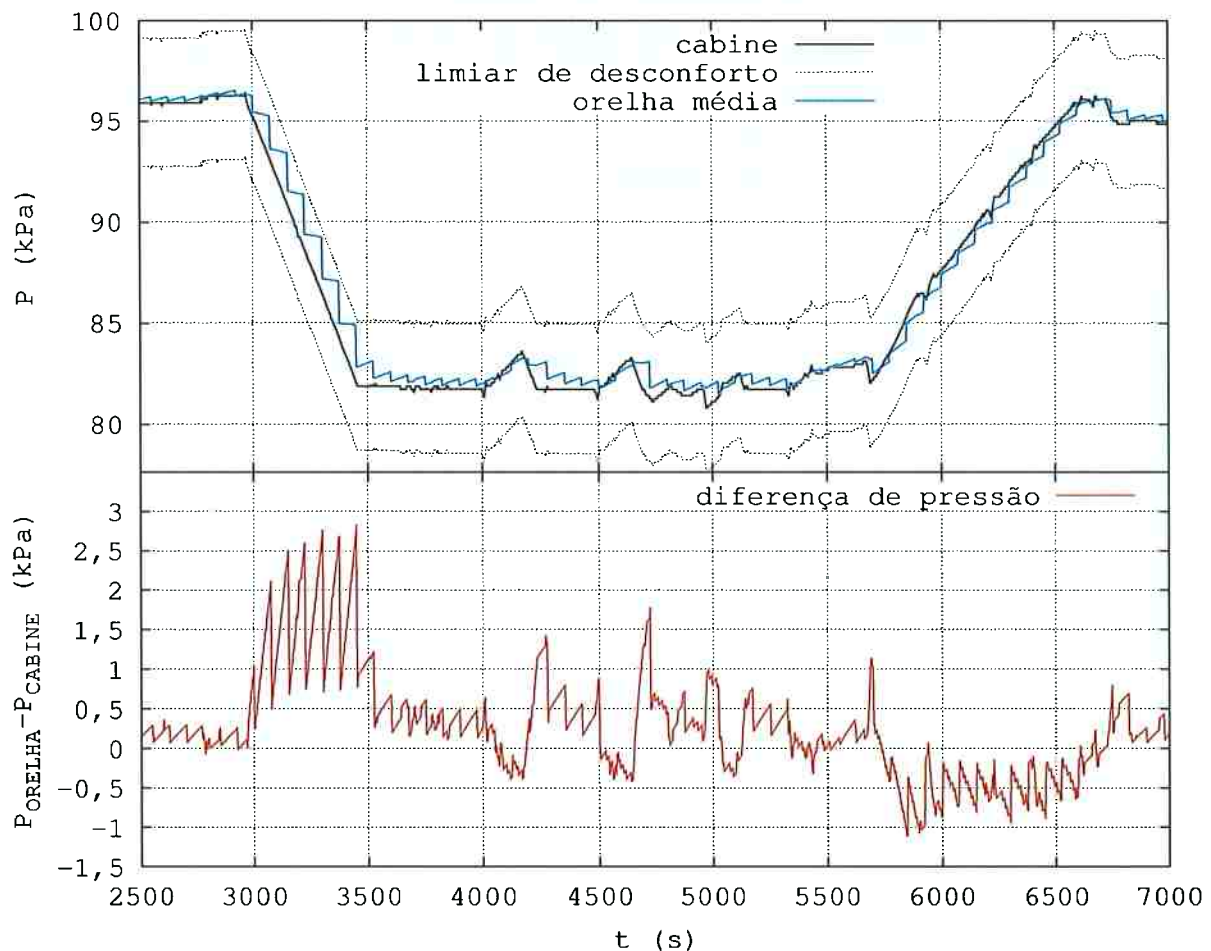


Figura 15: Curva da pressão na orelha média em função da curva de pressão de cabine fornecida pela empresa EMBRAER S.A.

A Figura 15 mostra que, para os valores dos parâmetros da Tabela 7, a pressão dentro da cavidade timpânica não chega a ultrapassar os limites de desconforto utilizados. O comportamento da variação da pressão da cavidade timpânica obtido com o modelo está de acordo com o esperado para uma curva típica de variação de pressão de cabines de aviões. Nota-se, a partir do gráfico, que durante o trecho de subida, ou seja, diminuição da pressão de cabine, a pressão na cavidade timpânica tende a

ficar superior à pressão de cabine. A cada abertura ativa da trompa de Eustáquio, a pressão da cavidade timpânica se aproxima da pressão de cabine. Durante a fase de cruzeiro, a pressão de cabine apresenta algumas oscilações fazendo com que a pressão da cavidade timpânica demore a se aproximar da pressão de cabine. Na fase de descida, ou seja, aumento da pressão, a pressão na cavidade timpânica também se afasta da pressão de cabine ficando menor do que a mesma. A seguir, serão apresentados alguns gráficos fazendo-se análises paramétricas utilizando-se essa mesma curva de pressão de cabine.

3.3.1 Resistência ativa da trompa de Eustáquio

O primeiro parâmetro analisado é a resistência ativa da trompa de Eustáquio ao escoamento dos gases. As curvas da pressão na cavidade timpânica calculadas para cada valor da resistência ativa da trompa de Eustáquio são mostradas na Figura 16.

A primeira curva refere-se à resistência de menor valor, $1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$, que é o valor obtido experimentalmente por Cantekin et al. (1979) para resistência ativa para o grupo de voluntários considerado normal, sem histórico de doenças da orelha média. Segundo os autores, este valor mostrou-se bastante constante entre os voluntários considerados normais. Dessa forma, este valor pode ser considerado um bom referencial para a população considerada normal. Entretanto, para um grupo de voluntários considerado anormal, ou seja, com algum histórico de doença da orelha média, foram obtidos os mais diversos valores de resistência ativa da trompa de Eustáquio, variando de menos do que $1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$ a até $23,5 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$, que é o maior valor da resistência ativa da trompa de Eustáquio mostrado na Figura 16. Esse aspecto mostra a dificuldade de se determinar um valor de resistência da trompa de Eustáquio que seja representativo da população em geral, pois se verifica que há grande variação de valores entre pessoas com histórico de doença da orelha média. Neste mesmo experimento, foram obtidos os valores de resistência passiva variando de $3,0 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$ a $17,8 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$ para o grupo normal. Esses dois valores foram simulados como resistência ativa e estão mostrados na Figura 16.

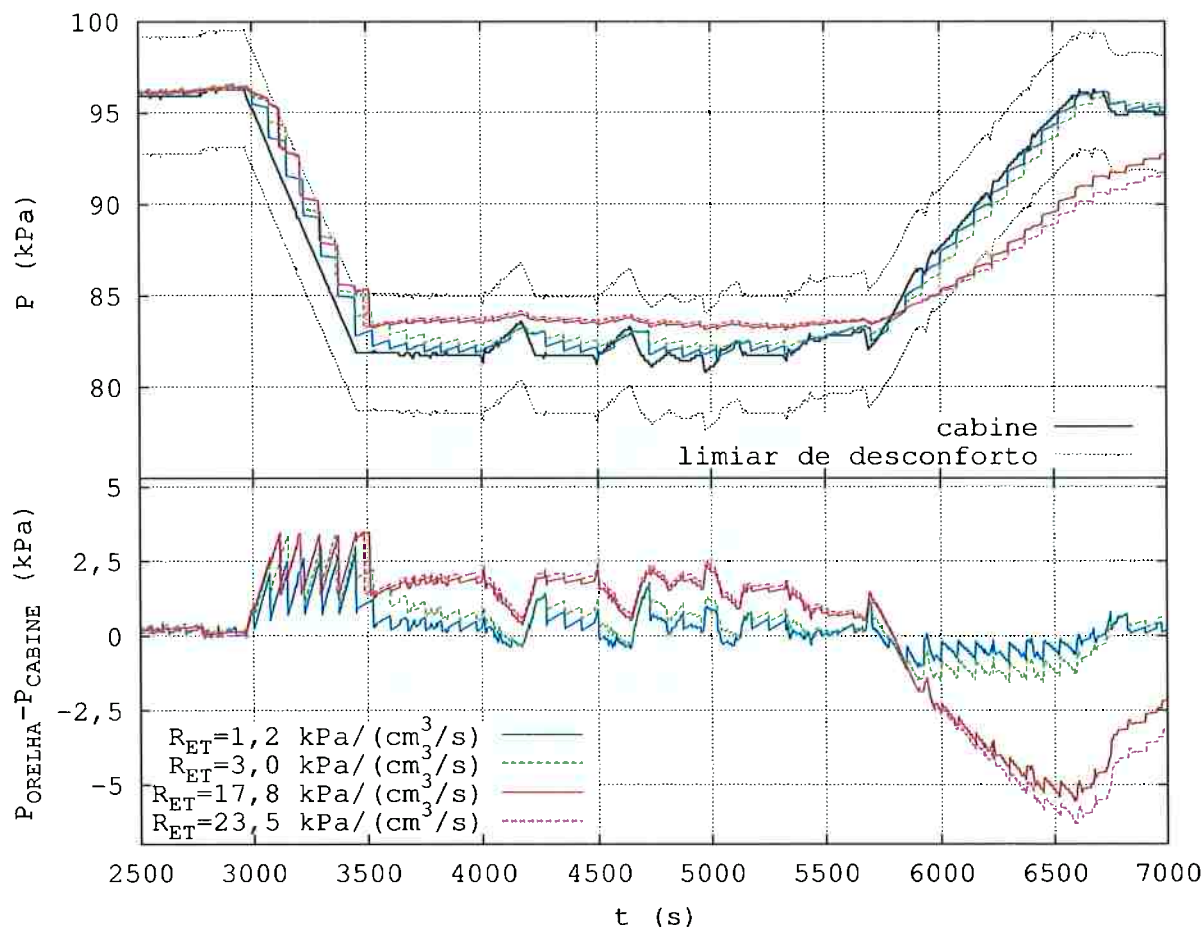


Figura 16: Análise paramétrica da resistência ativa da trompa de Eustáquio

Analisando a Figura 16, percebe-se que existe grande sensibilidade do modelo a esse parâmetro, pois a curva para o menor valor da resistência se mantém muito próxima da curva da pressão de cabine. Enquanto que para o maior valor da resistência da trompa de Eustáquio a pressão na cavidade timpânica se afasta bastante da pressão de cabine chegando a ultrapassar o limiar de desconforto na fase de descida do voo.

Nota-se, também, que na fase de subida, nenhuma curva ultrapassou o limiar de desconforto. Isso ocorre devido à abertura passiva da trompa de Eustáquio que ocorre quando a diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe atinge o valor de $3,2 \text{ kPa}$ e se fecha quando essa diferença de pressão cai para $1,4 \text{ kPa}$, como mostra a Tabela 7. Esse efeito não acontece na fase de descida como foi observado no experimento realizado por Armstrong e Heim (1937).

3.3.2 Complacência da membrana timpânica

Outro importante parâmetro a ser analisado é a complacência da membrana timpânica. Este parâmetro está inversamente relacionado à rigidez da membrana timpânica, ou seja, quanto menor o valor da complacência mais rígida é a membrana. Foram utilizados quatro valores de complacência da membrana timpânica variando entre $0,01 \text{ cm}^3/\text{kPa}$ a $0,1 \text{ cm}^3/\text{kPa}$, que é a faixa de valores obtida experimentalmente por Gaihede, Felding e Elbrond (1995b).

A Figura 17 mostra as curvas de variação de pressão da cavidade timpânica calculadas para os diferentes valores de complacência da membrana timpânica. O gráfico mostra que, para essa faixa de valores de complacência, o modelo não se mostra muito sensível a esse parâmetro. Isso indica que quaisquer valores compreendidos nesta faixa podem ser utilizados no modelo sem implicar em grandes erros no resultado. Além disso, pode-se verificar que a diferença de pressão atinge maiores valores para as membranas mais rígidas (de menor complacência), o que é natural, pois se há menos deformação da membrana timpânica há menos compensação da diferença de pressão devido à variação de volume da cavidade timpânica. Entretanto, esse aumento da diferença de pressão por parte da rigidez da membrana timpânica não é muito expressivo.

3.3.3 Volume das cavidades mastoideas

O volume das cavidades mastoideas também deve ser analisado, pois apresenta grandes variações entre as pessoas. Segundo Kanick e Doyle (2005), o volume das cavidades mastoideas pode variar, entre as pessoas, de 0 cm^3 a 15 cm^3 , enquanto que o volume da cavidade timpânica varia muito pouco e tem valor aproximado de 1 cm^3 . Além disso, entre os voluntários do experimento realizado no IFISAL (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009) foram registrados volumes das cavidades mastoideas variando de $2,3 \text{ cm}^3$ a $17,1 \text{ cm}^3$. Portanto, verifica-se que esse parâmetro apresenta uma ampla

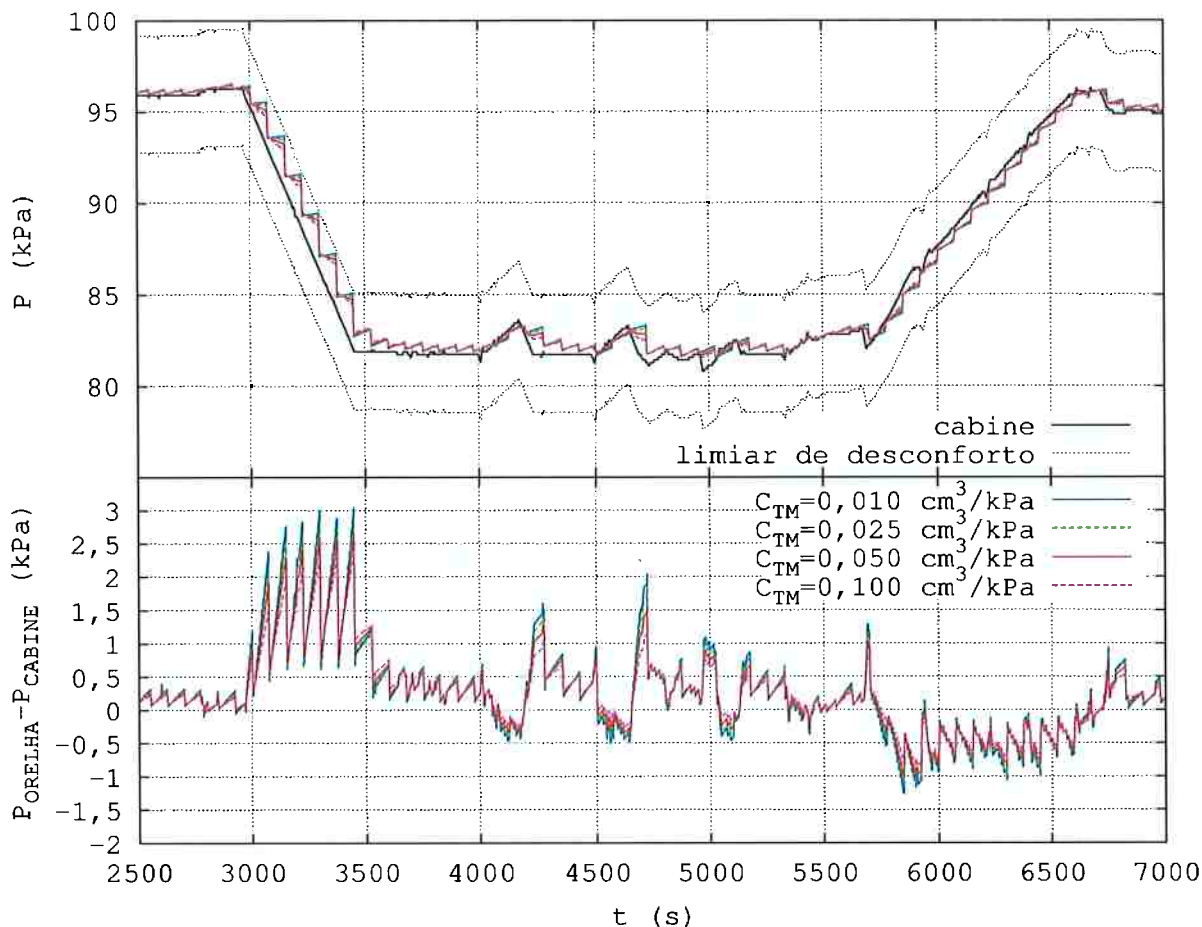


Figura 17: Análise paramétrica da complacência da membrana timpânica

faixa de valores possíveis, fazendo-se necessária a análise paramétrica do modelo com relação ao volume das cavidades mastoideas.

A Figura 18 apresenta a análise paramétrica do volume das cavidades mastoideas. Observa-se, no gráfico, que quanto maior o volume das cavidades mastoideas maior é a diferença atingida entre a pressão de cabine e a pressão na cavidade timpânica. Isso ocorre porque quanto maior o volume das cavidades mastoideas menor é o efeito de equalização da pressão devido à transferência dos gases através da trompa de Eustáquio.

Pode-se observar, na Figura 18, que nos casos de volumes das cavidades mastoideas maiores do que 15 cm^3 ocorrem aberturas passivas na trompa de Eustáquio durante a fase de subida quando a diferença de pressão chega a $3,5 \text{ kPa}$, vide Tabela 7.

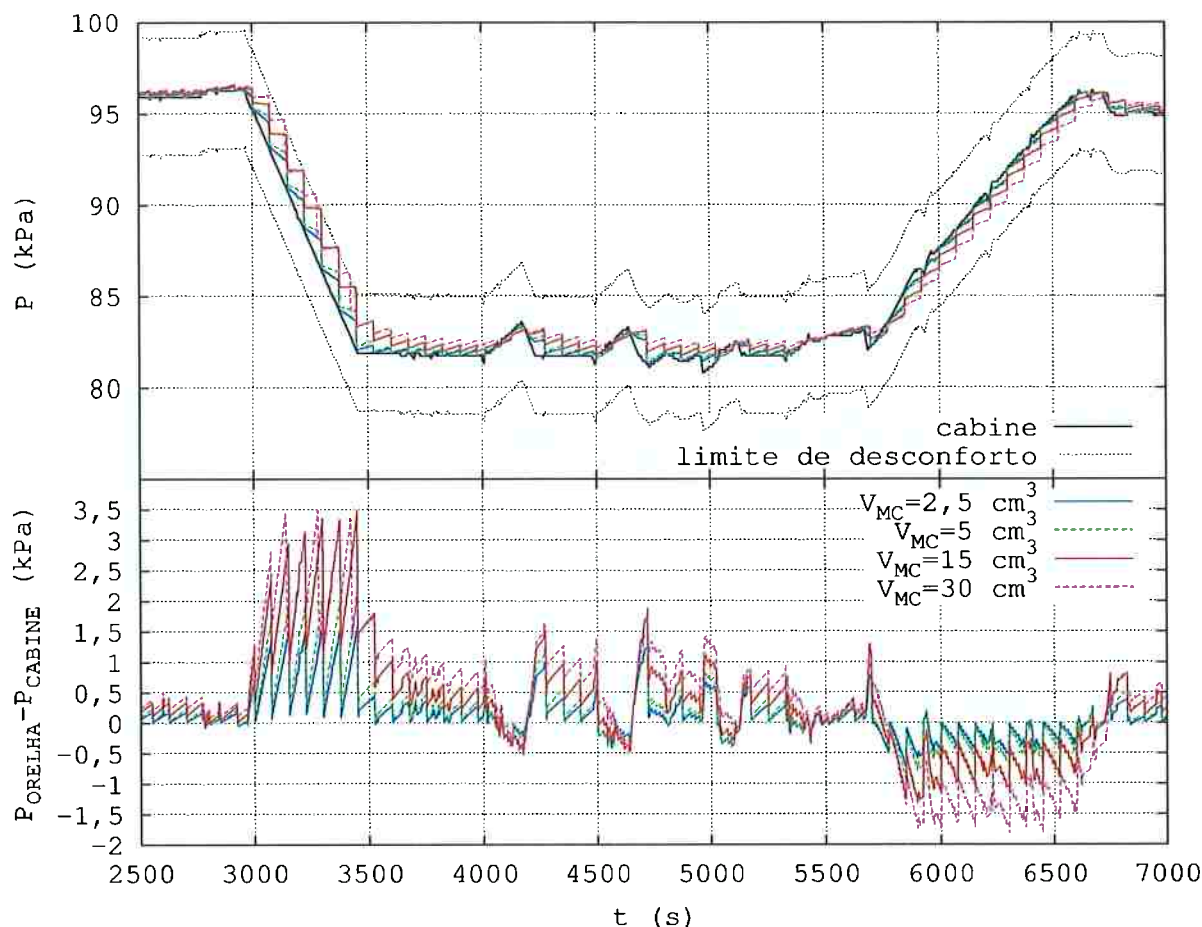


Figura 18: Análise paramétrica do volume das cavidades mastoideas

3.3.4 Coeficiente de difusão do N_2

Os coeficientes de difusão dos gases para a corrente sanguínea são outros parâmetros importantes no modelo da pressão na cavidade timpânica, principalmente quando o volume das cavidades mastoideas é grande. Os gráficos a seguir apresentam as análises dos coeficientes de difusão dos principais gases da orelha média.

A Figura 19 mostra as curvas da pressão na cavidade timpânica para diferentes valores do coeficiente de difusão do nitrogênio. As curvas foram obtidas multiplicando-se o valor do coeficiente, ver Tabela 7, por uma constante, como mostradas no gráfico.

A Figura 19 mostra que este parâmetro não apresenta muita variação no valor da pressão total na cavidade timpânica. Isso ocorre, principalmente, porque o coeficiente de difusão do nitrogênio é muito pequeno, de maneira que a transferência do nitrogênio através da mucosa ocorra muito lentamente.

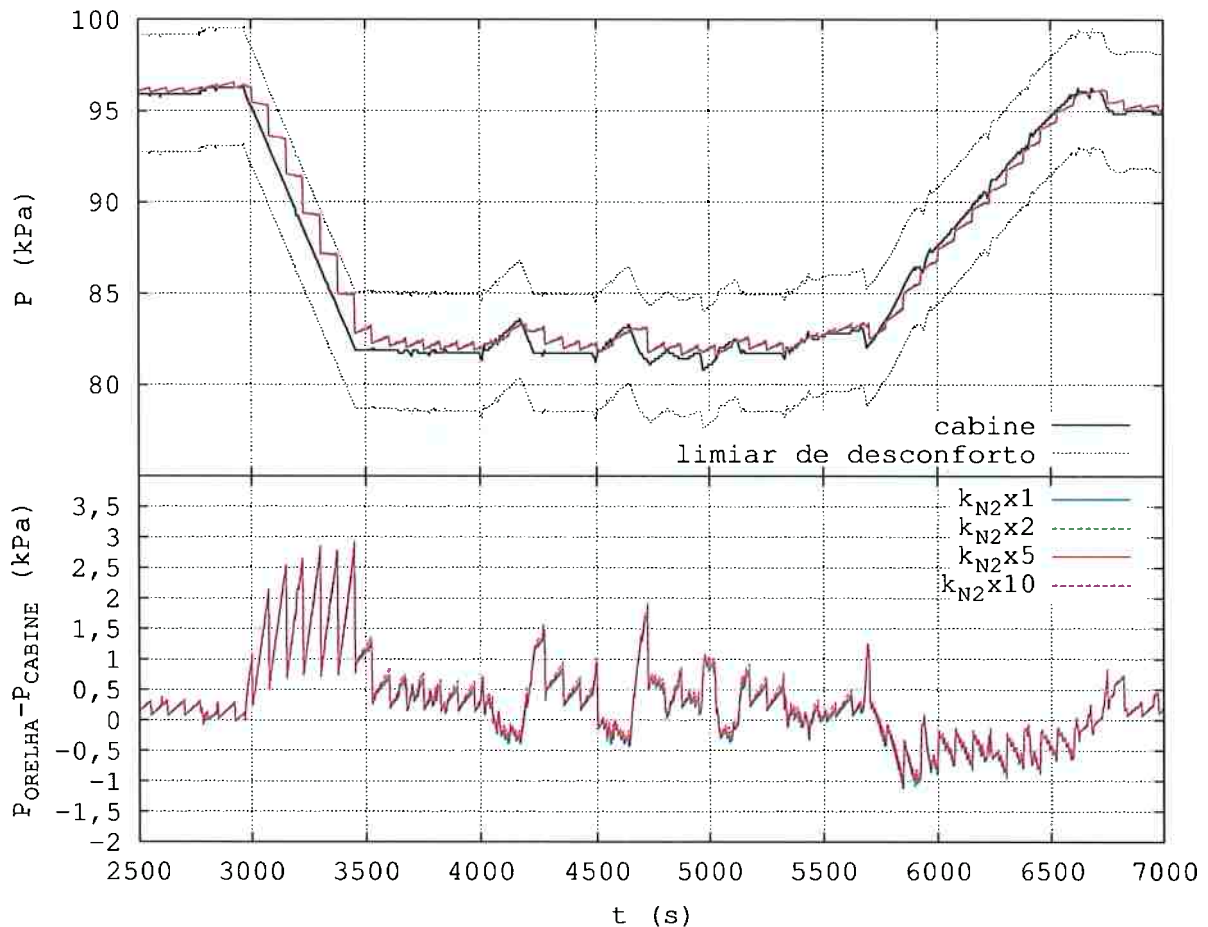


Figura 19: Análise paramétrica do coeficiente de difusão do N_2

3.3.5 Coeficiente de difusão do O_2

O efeito do coeficiente de difusão do oxigênio é mostrado na Figura 20. Uma primeira observação do gráfico indica que aumentar o coeficiente de difusão do oxigênio em dez vezes não representa uma variação expressiva da pressão total na cavidade timpânica, porque o coeficiente de difusão do oxigênio pode ser considerado pequeno, se comparado aos coeficientes de difusão do dióxido de carbono e do vapor de água. No entanto, o gráfico mostra, também, que quanto maior o coeficiente de difusão do oxigênio menor é a pressão na cavidade timpânica, chegando a ficar menor do que a pressão de cabine. Isso acontece porque a pressão parcial do oxigênio dissolvido na corrente sanguínea é inferior à pressão parcial do oxigênio na nasofaringe e, conseqüentemente, na cavidade timpânica.

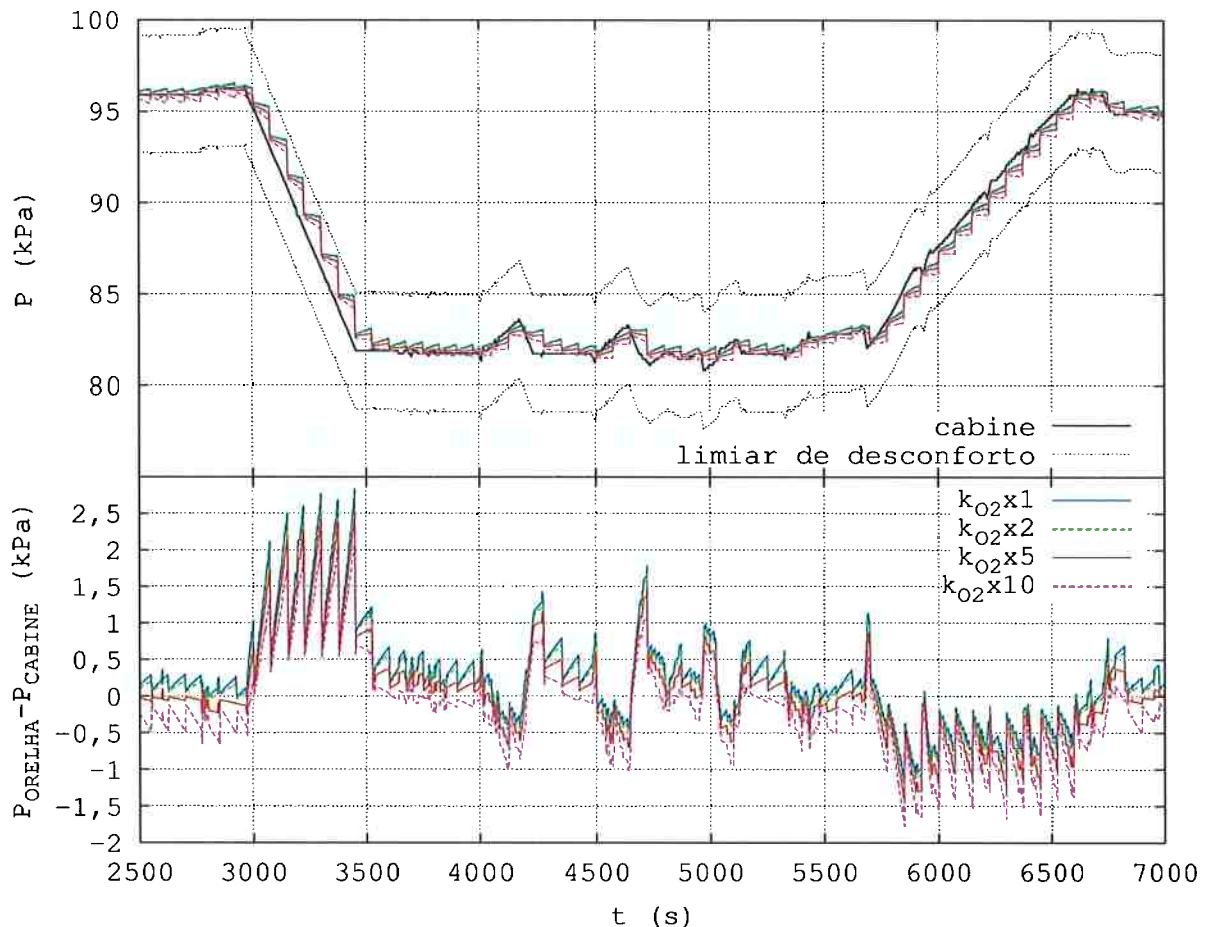


Figura 20: Análise paramétrica do coeficiente de difusão do O_2

3.3.6 Coeficiente de difusão do CO_2

O coeficiente de difusão do dióxido de carbono é cerca de 20 vezes maior do que o do oxigênio e 200 vezes maior do que o do nitrogênio. Portanto, espera-se que o modelo matemático seja mais sensível a esse coeficiente do que aos coeficientes do nitrogênio e do oxigênio. A Figura 21 ilustra este fato. O gráfico mostra, claramente, que, alterando-se o valor do coeficiente de difusão do dióxido de carbono, a pressão da orelha média é bastante alterada, tanto que ocorrem aberturas passivas da trompa de Eustáquio na fase de subida para maiores valores do coeficiente de difusão.

3.3.7 Coeficiente de difusão do vapor de H_2O

O coeficiente de difusão do vapor de água é ainda maior do que o do dióxido de carbono. Porém, as pressões parciais do vapor de água na cavidade timpânica e na

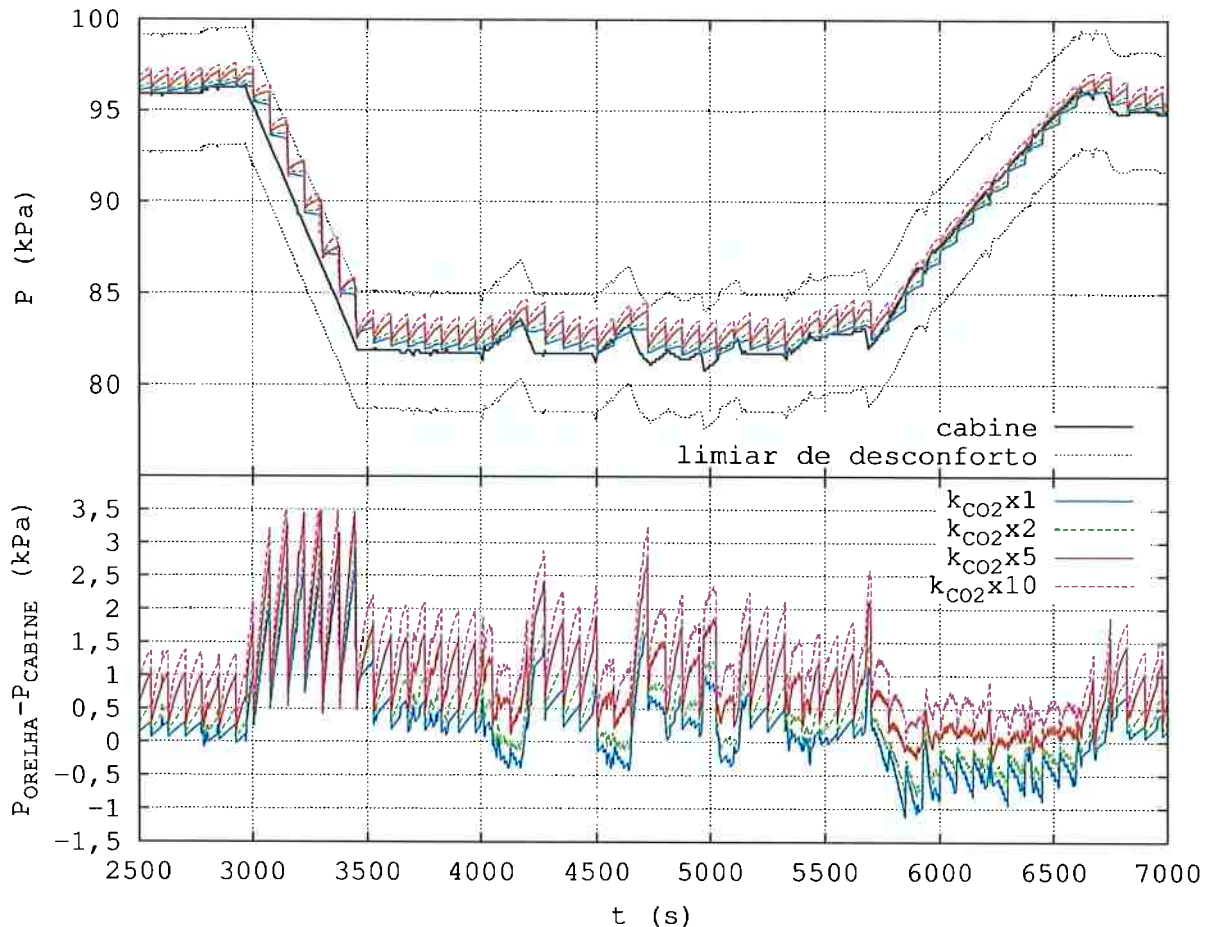


Figura 21: Análise paramétrica do coeficiente de difusão do CO_2

corrente sanguínea estão sempre próximas do equilíbrio. Dessa forma, o efeito do coeficiente de difusão do vapor de água sobre a pressão na cavidade timpânica é muito pequeno, como mostra a Figura 22.

As análises dos coeficientes de difusão mostraram que o modelo matemático apresenta maior sensibilidade ao coeficiente de difusão do dióxido de carbono. Além disso, a Figura 23 mostra uma pequena sensibilidade ao coeficiente de difusão do oxigênio e, praticamente, nenhuma sensibilidade aos coeficientes de difusão do nitrogênio e do vapor de água. O gráfico mostra os efeitos dos coeficientes de difusão multiplicando-se cada um deles por dez. Analisando esse gráfico verifica-se que o coeficiente de difusão do dióxido de carbono é o que apresenta maior variação da pressão dentro da cavidade timpânica.

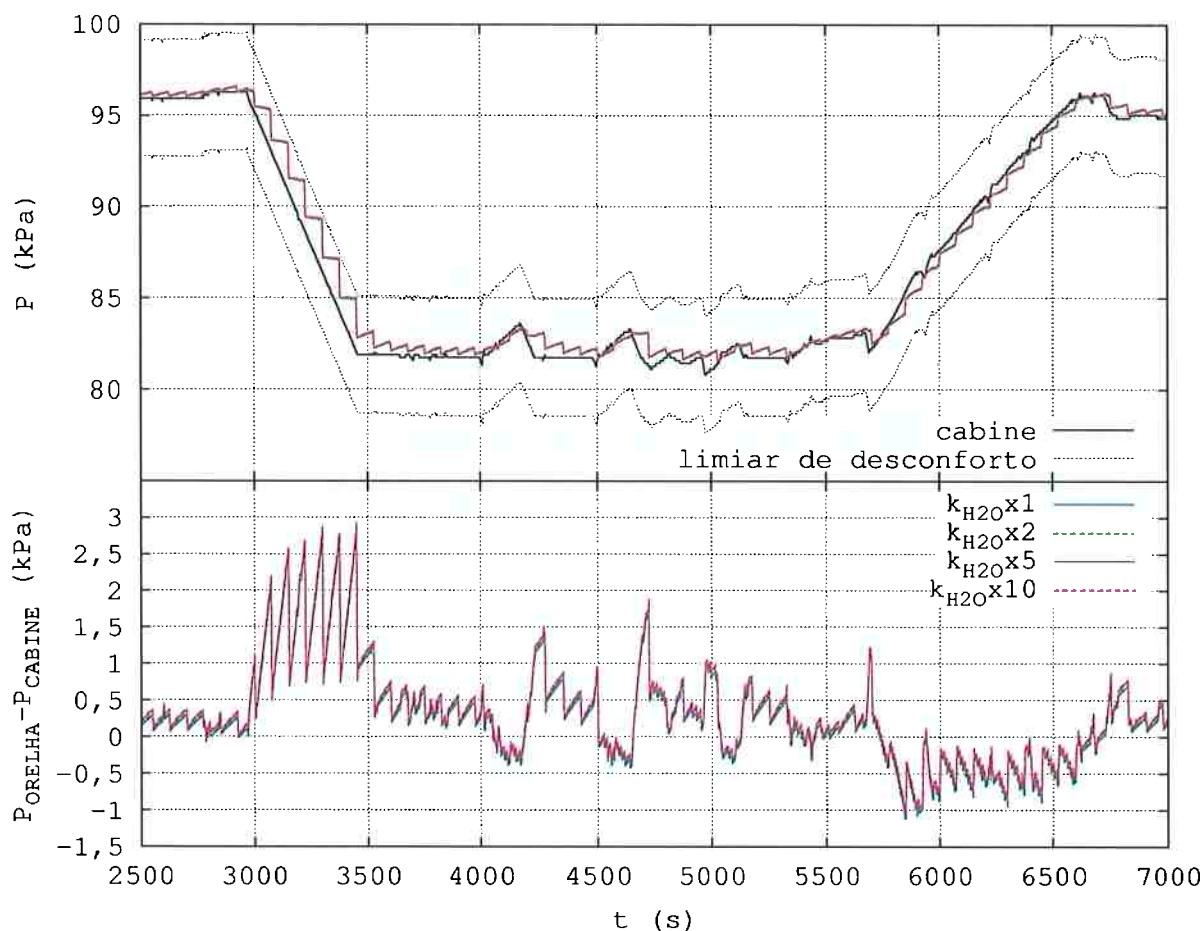


Figura 22: Análise paramétrica do coeficiente de difusão do H_2O

3.3.8 Análise com dados experimentais

A seguir serão apresentadas algumas simulações baseadas nas curvas de pressão obtidas durante o experimento realizado na câmara hipobárica do IMAE por De Paula, Galizia e Yanagihara (2009). Para cada curva de variação de pressão serão simuladas as pressões das cavidades timpânicas de quatro diferentes voluntários do experimento. Os voluntários escolhidos para essas simulações foram os que, durante o experimento, apresentaram maior regularidade. A Tabela 8 mostra as principais informações dos voluntários selecionados. A tabela mostra o volume das cavidades mastoideas de cada voluntário e mostra, também, o intervalo médio entre aberturas ativas da trompa de Eustáquio durante as fases de descida dos voos simulados na câmara hipobárica do IMAE (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009). Foram utilizados apenas os valores obtidos nas fases de descida, pois se verificou, durante o experimento,

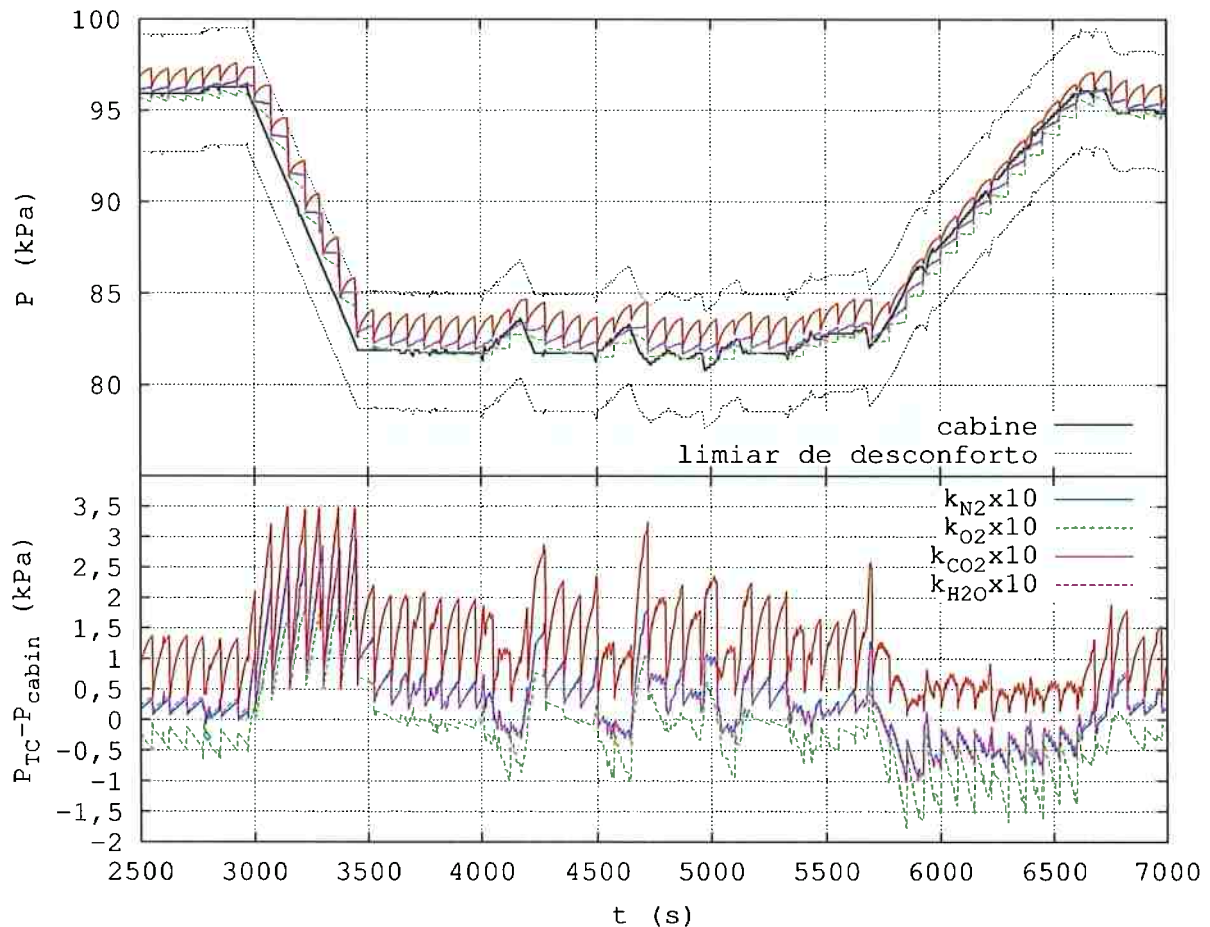


Figura 23: Análise comparativa entre os coeficientes de difusão dos gases

que nas fases de subida os voluntários quase não precisaram realizar as manobras para abrir a trompa de Eustáquio ativamente. Isso, porque durante a subida, a trompa de Eustáquio abre passivamente antes que os voluntários sintam desconforto.

Tabela 8: Dados dos voluntários selecionados para as simulações

Voluntários	V_{MC} [cm^3]	Intervalo médio entre aberturas da trompa de Eustáquio [s]				
		Fases de descidas - 1ª série de voos				
		300 ft/min	600 ft/min	1200 ft/min	2500 ft/min	4000 ft/min
115	11,3	278	95	44	23	27
116	6,6	273	83	58	29	23
117	9,1	220	68	53	28	28
118	10,1	658	143	54	38	24

Fonte: (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

Os gráficos mostrados desde a Figura 24 até a Figura 28 mostram as curvas da variação de pressão da cavidade timpânica dos voluntários citados na Tabela 8 durante os cinco voos da primeira série de voos realizados no experimento no IFISAL (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009). Os gráficos mostram que, de maneira geral, os

voluntários realizam as manobras de abertura ativa da trompa de Eustáquio quando a diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a cabine se aproxima do limiar de desconforto. Nota-se, também, que o voluntário 118 apresentou uma maior tolerância à diferença de pressão do que os demais voluntários.

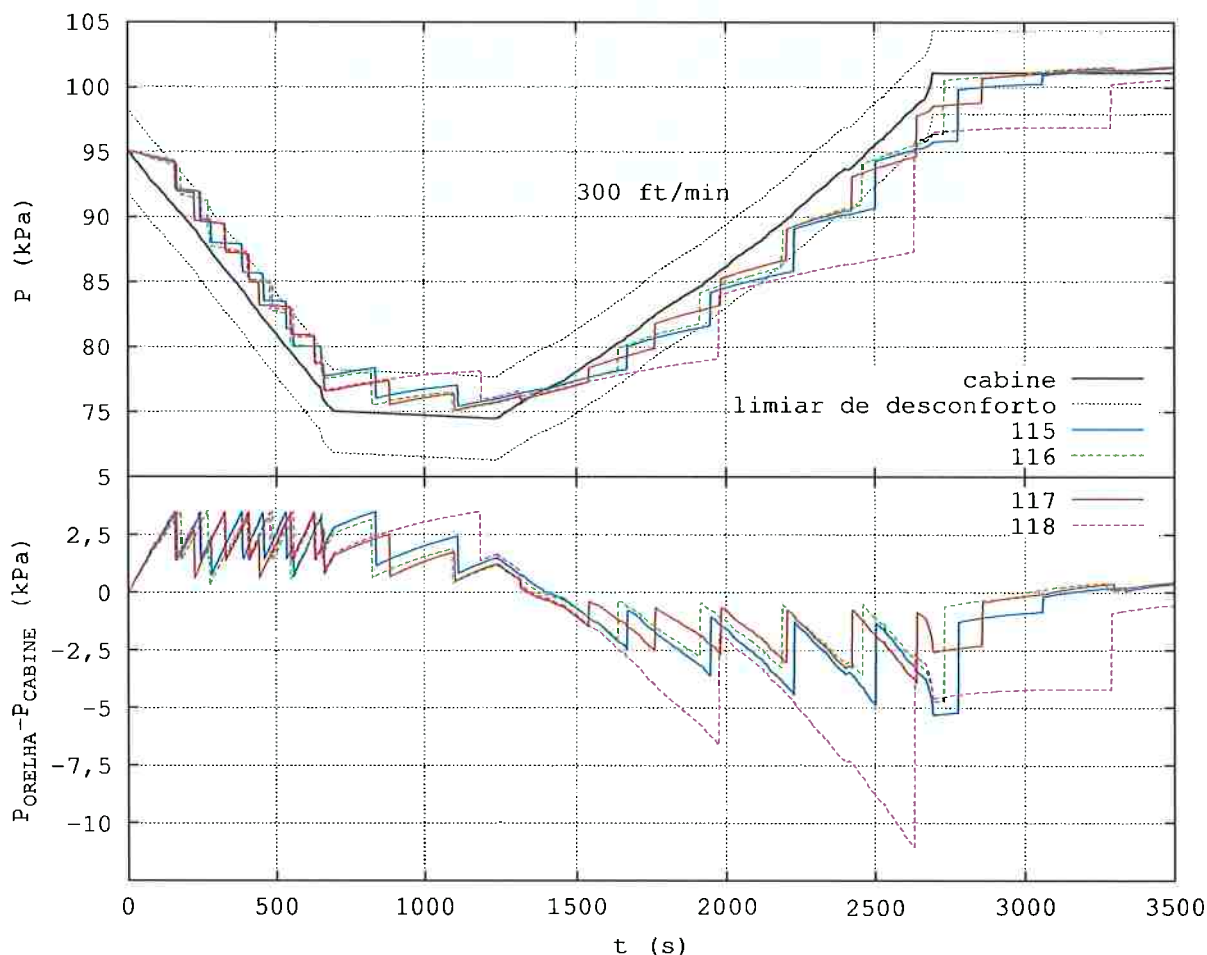


Figura 24: Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 300 ft/min (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

Analisando os gráficos das Figura 24 até a Figura 28 nota-se que diferentes intervalos entre aberturas da trompa de Eustáquio resultam em maiores diferenças de pressão entre a cavidade timpânica e a cabine. Na Figura 24 esse efeito é bem destacado na curva referente ao voluntário 118 que, neste vôo, realizou manobras de equalização de pressão num intervalo médio de 658 segundos, três vezes o intervalo médio que o voluntário 117 utilizou (vide Tabela 8).

Esses gráficos mostram que o intervalo entre aberturas ativas da trompa de Eustáquio têm grande influencia no valor da diferença de pressão através da membrana

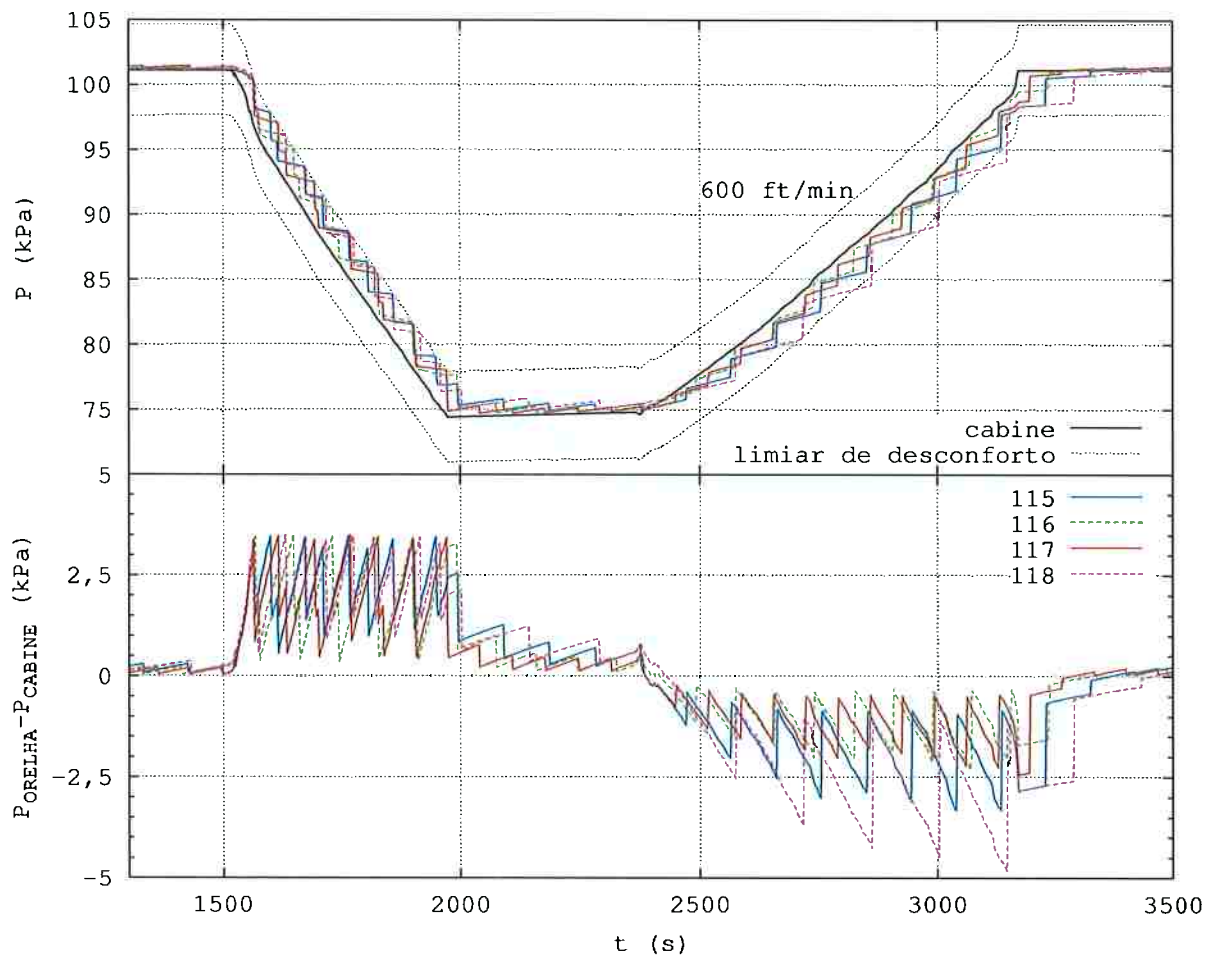


Figura 25: Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 600 *ft/min* (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

timpânica, o que já era esperado. Além disso, pode-se verificar a diferença da tolerância à diferença de pressão através da membrana timpânica entre os voluntários.

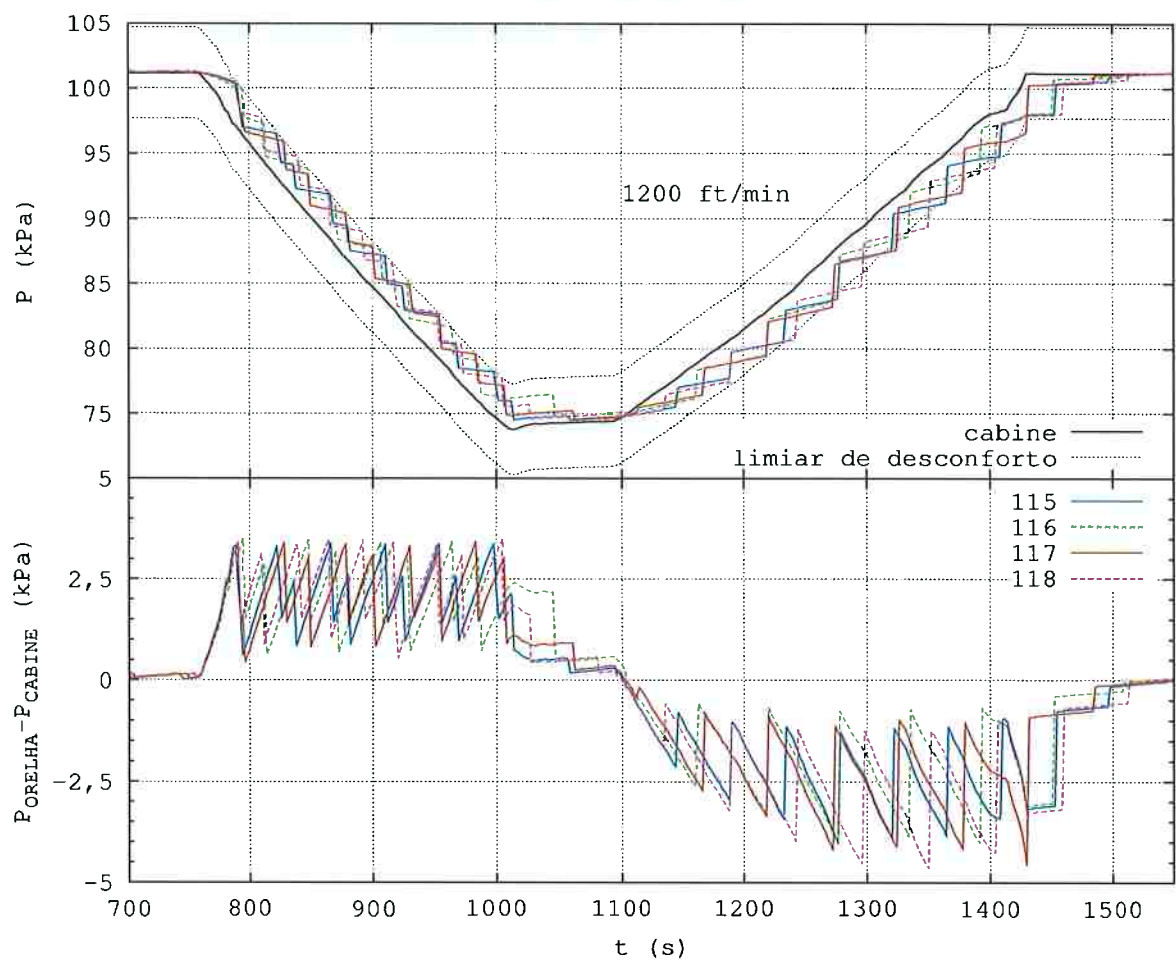


Figura 26: Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 1200 *ft/min* (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

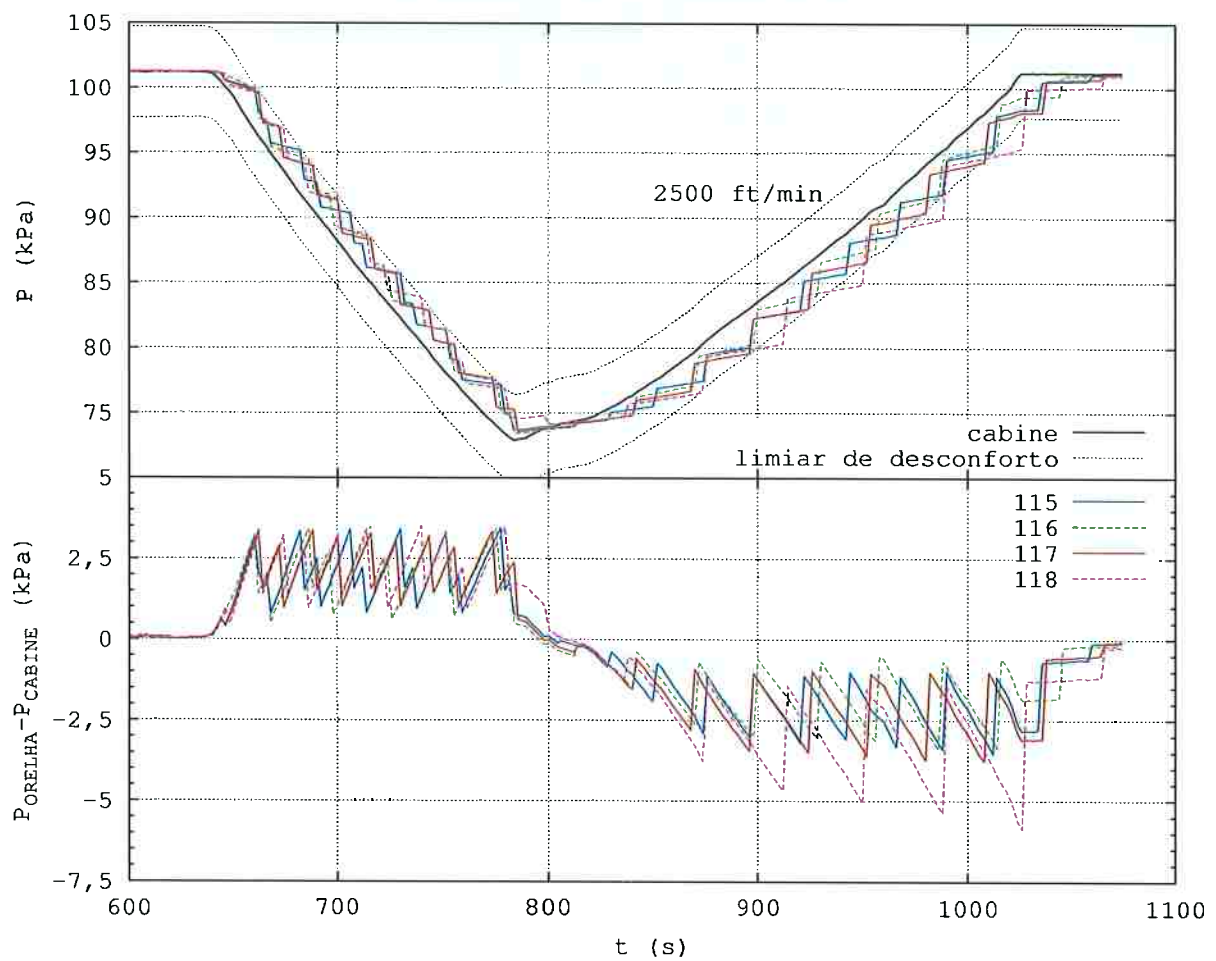


Figura 27: Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 2500 *ft/min* (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

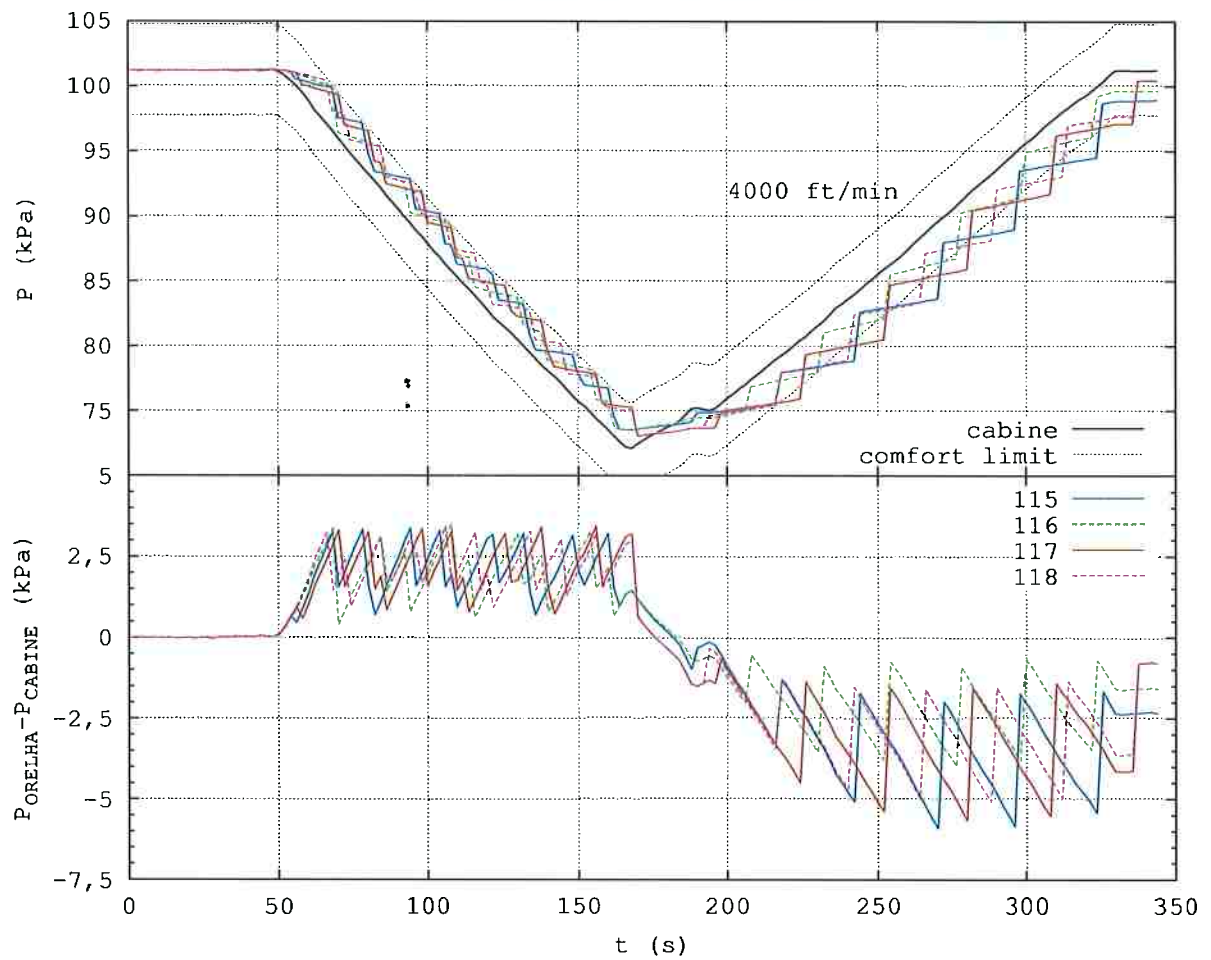


Figura 28: Simulação utilizando dados de quatro voluntários do experimento para uma taxa de descida de 4000 ft/min (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

4 ESTUDO EXPERIMENTAL DE DESCONFORTO EM PESSOAS

O modelo proposto neste trabalho tem o objetivo de estimar a porcentagem de pessoas que sentiriam desconforto em resposta a uma curva de variação de pressão de cabine de um voo qualquer. Como mostra a eq.(3.22) na página 57, o modelo calcula a pressão dentro da orelha média em função da pressão barométrica ambiente — ou pressão de cabine. Dessa maneira, o modelo permite calcular a diferença de pressão entre a orelha e a cabine. Para que seja possível estimar o número de pessoas desconfortáveis, é necessário comparar o valor máximo — ou os máximos — da diferença de pressão entre a orelha e a cabine, fornecidos pelo modelo, com limiares de desconforto de referência, obtidos experimentalmente.

Os trabalhos experimentais descritos na seção 2.3 (ARMSTRONG; HEIM, 1937; WAGGONER, 1967; CANTEKIN et al., 1979; GROTH et al., 1985) apresentam valores de diversos parâmetros fisiológicos e comportamentais da orelha média que foram utilizados na modelagem dos processos de transferência de massa da mesma. Entretanto, nenhum destes trabalhos apresentou valores relacionados com a sensação de conforto de cabine devido à variação de pressão.

Portanto, para obter os limiares de desconforto, foram realizados dois experimentos em câmaras de baixa pressão. Este capítulo descreve esses experimentos e apresenta os resultados obtidos.

4.1 Experimento Piloto

Esta seção descreve um primeiro trabalho experimental, com o objetivo de determinar valores preliminares de limiares de desconforto de pressão de cabine. O experimento foi realizado no Instituto de Medicina Aeroespacial (IMAE), localizado na base aérea de Campos dos Afonsos, Rio de Janeiro, cuja altitude é de 31 metros, ou seja, pressão atmosférica local em torno de 101,0 kPa. Por se tratar de um experimento Piloto, ele foi realizado com poucos voluntários num único dia de experimento. A realização deste primeiro experimento foi muito importante para o planejamento do segundo experimento realizado, principalmente por causa das lições aprendidas.

4.1.1 Objetivos

Os principais objetivos deste experimento são:

- Determinar valores limites de diferença de pressão entre a orelha média e a câmara de vácuo que caracterizam o início da sensação de desconforto;
- Verificar se esses valores estão correlacionados com a taxa de variação de pressão;
- Verificar se existe correlação entre a sensação de desconforto sentido na orelha com o volume de ar das cavidades mastoideas.

4.1.2 Métodos e Materiais

4.1.2.1 Seleção dos voluntários

Potenciais voluntários assistiram a uma palestra explicativa sobre o experimento e foram convidados a participar de forma voluntária. Para aqueles que concordaram, foi oferecido um questionário para ser preenchido. Este questionário consistia de dados

personais (nome, sexo, idade) e de dados relativos à história médica pregressa do voluntário, tais como presença de doenças inflamatórias (rinite alérgica, otite média crônica, sinusite crônica) e de cirurgias das vias aéreas altas (septoplastia, turbinectomia, amidalectomia). Os questionários foram então analisados e todos os voluntários que apresentaram história médica positiva para alguma destas condições foram excluídos. De um total de 52 pessoas que preencheram o questionário, 32 foram selecionadas para prosseguir. Destas 32 pessoas, apenas 27 realizaram o exame clínico com um médico otorrinolaringologista. Deste exame clínico, 19 voluntários foram selecionados para participar dos ensaios do experimento e realizar um exame de tomografia para avaliação do volume de ar da mastoide.

A avaliação com o médico otorrinolaringologista constou de anamnese e exame físico dirigidos, otoscopia e nasofibroscopia. O médico, então, produziu relatórios de sua avaliação, que foram analisados pelos pesquisadores deste estudo. Foram excluídos todos os examinandos que apresentaram secreção ou edema da mucosa no óstio da tuba auditiva, visualizados pela nasofibroscopia. Foram incluídos no estudo voluntários que, apesar de terem desvio leve do septo nasal ou edema mucoso leve da cavidade nasal, não apresentaram anormalidades no óstio da tuba auditiva ao exame por nasofibroscopia (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009).

Cada voluntário selecionado foi submetido à realização de um exame de tomografia computadorizada da mastoide, em aparelho com multidetectores, sem o uso de meio de contraste endovenoso. Um médico radiologista avaliou cada exame, selecionando manualmente a região das células mastoides e desprezando os dados das regiões adjacentes. A região assim selecionada foi submetida a uma reconstrução em modelo tridimensional utilizando-se a técnica de renderização volumétrica. Neste modelo, foram selecionados os voxels que apresentavam valores de atenuação, em unidades Hounsfield (UH), compatíveis com a presença de ar. Foi então computado o volume total dos voxels remanescentes no modelo tridimensional. O mesmo processo foi realizado para os lados direito e esquerdo de cada voluntário (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009).

Entre os 19 voluntários selecionados houve uma predominância de voluntários do sexo masculino, sendo 17 homens (89,5%) e 2 mulheres (10,5%). Além disso, os voluntários tinham idades entre 23 e 31 anos, com média de 25,9 anos e desvio padrão de 2,2 anos. Portanto, o experimento foi realizado com voluntários jovens e principalmente do sexo masculino. Dessa forma, fica evidente que este grupo de voluntários não pode ser considerado representativo da população brasileira. A Tabela 9 mostra um resumo dos dados dos voluntários que participaram deste experimento.

Tabela 9: Características dos voluntários

Identificação do Voluntário	Sexo	Idade	Volume da Mastoide (cm^3)		
			Direita	Esquerda	Média
102	M	30	10,7	10,4	10,6
103	F	25	2,4	4,7	3,6
104	M	26	8,7	10,1	9,4
105	M	24	7,8	6,2	7,0
106	M	27	13,9	14,7	14,3
107	M	26	10,6	10,5	10,6
108	M	27	5,5	7,5	6,5
109	M	24	4,7	4,1	4,4
110	M	28	2,3	2,5	2,4
111	M	24	15,7	17,1	16,4
112	F	25	10,4	10,3	10,4
113	M	25	7,5	6,3	6,9
114	M	28	11,0	10,7	10,9
115	M	24	12,1	10,4	11,3
116	M	25	6,6	6,6	6,6
117	M	23	8,9	9,2	9,1
118	M	26	9,5	10,6	10,1
119	M	24	12,4	14,7	13,6
120	M	31	9,8	11,4	10,6
	Média	25,9	9,0	9,4	9,2
	Desvio Padrão	2,2	3,6	3,8	3,6
	Mediana	25,0	9,5	10,3	10,0

Fonte: (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

4.1.2.2 A câmara de vácuo

O experimento foi realizado dentro de uma câmara de vácuo ou câmara hipobárica, que tem capacidade de variar a pressão barométrica em taxas elevadas. Além disso, a câmara tem espaço físico suficiente para acomodar os 19 voluntários, um médico

Tabela 10: Taxas de variação de pressão utilizadas no experimento

Número do voo	1ª série de voos		2ª série de voos	
	subida Pa/s (ft/min)	descida Pa/s (ft/min)	subida Pa/s (ft/min)	descida Pa/s (ft/min)
Voo 1	30,5 (500)	18,3 (300)	122,1 (2000)	73,2 (1200)
Voo 2	61,0 (1000)	36,6 (600)	244,1 (4000)	152,6 (2500)
Voo 3	122,1 (2000)	73,2 (1200)	305,1 (5000)	244,1 (4000)
Voo 4	244,1 (4000)	152,6 (2500)		
Voo 5	305,1 (5000)	244,1 (4000)		

Fonte: (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

e dois enfermeiros durante o experimento; todos estavam confortavelmente sentados dentro da câmara.

4.1.2.3 Descrição do experimento

O experimento consistiu na realização de diversas simulações de voos, nas quais a altitude variou entre 31 e 2440 metros (8000 pés), sendo que as pressões barométricas equivalentes para essas altitudes são de 101,0 kPa e de 75,3 kPa, respectivamente. Os voos simulados foram divididos em duas séries e foram realizados utilizando-se diferentes taxas de variação de pressão na câmara. A Tabela 10 resume as diversas taxas de variação de pressão utilizadas durante o experimento.

Cada voluntário recebeu um controle contendo apenas um botão e um LED que indicava quando o botão era pressionado, ver Figura 29. Cada voluntário foi instruído a pressionar o botão todas as vezes em que sentisse desconforto na orelha média e, então, a realizar algumas manobras de abertura da trompa de Eustáquio para eliminar a diferença de pressão entre a orelha média e a câmara hipobárica.

Para a aquisição dos dados gerados pelos voluntários, utilizou-se o registrador de dados da marca *Agilent* modelo 34970A, ao qual foram conectados os controles de todos os voluntários. Para a medição da pressão na câmara, utilizou-se um medidor de baixa pressão ("Barocel") da *Edwards* modelo ASG-1000, que também estava conectado ao registrador de dados.

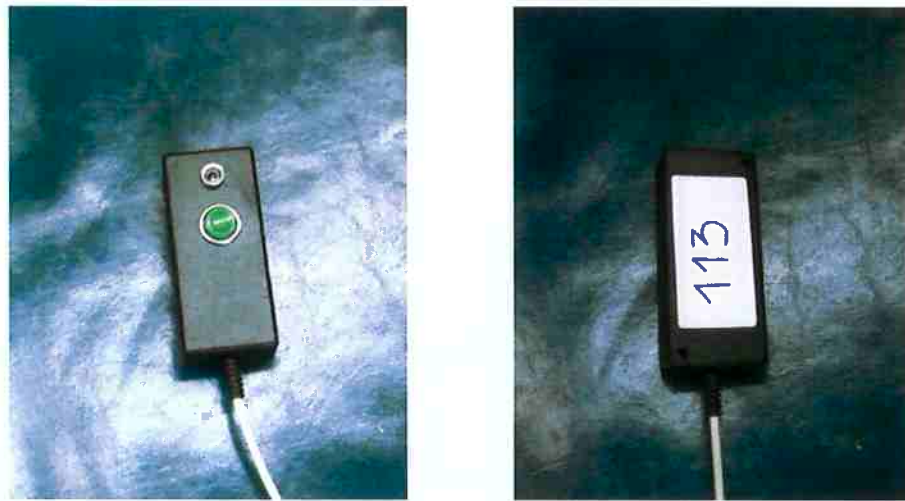


Figura 29: Um dos controles utilizados pelos voluntários para indicar o desconforto de pressão

Durante os voos simulados, o registro dos dados foi realizado numa frequência de 3 Hz. Portanto, com todos os sinais dos controles e da pressão sendo registrados simultaneamente, foi possível identificar a pressão na câmara no instante em que cada voluntário sentiu desconforto na orelha média. Assim, através da aquisição de dois instantes consecutivos em que um voluntário indica sentir desconforto, foi possível calcular a diferença de pressão existente entre a orelha média e a câmara que causa desconforto.

4.1.2.4 Acúmulo de pressão na orelha

O termo *acúmulo de pressão* é empregado para denotar a diferença de pressão atingida entre a orelha média e a câmara de vácuo que caracteriza desconforto para os voluntários. Este termo vem da ideia de que existe uma diferença de pressão que se desenvolve à medida em que a pressão na câmara varia de modo que a pressão na orelha da pessoa se “acumula”, até o momento em que a pessoa sente desconforto e realiza manobras de equalização da pressão.

A Figura 30 mostra um esquema do método experimental utilizado para medir o acúmulo de pressão na orelha média durante os experimentos. Na Figura estão mostrados a rampa de variação de pressão que ocorre no mock-up e dois momentos consecutivos em que um voluntário realizaria manobras de equalização de pressão.

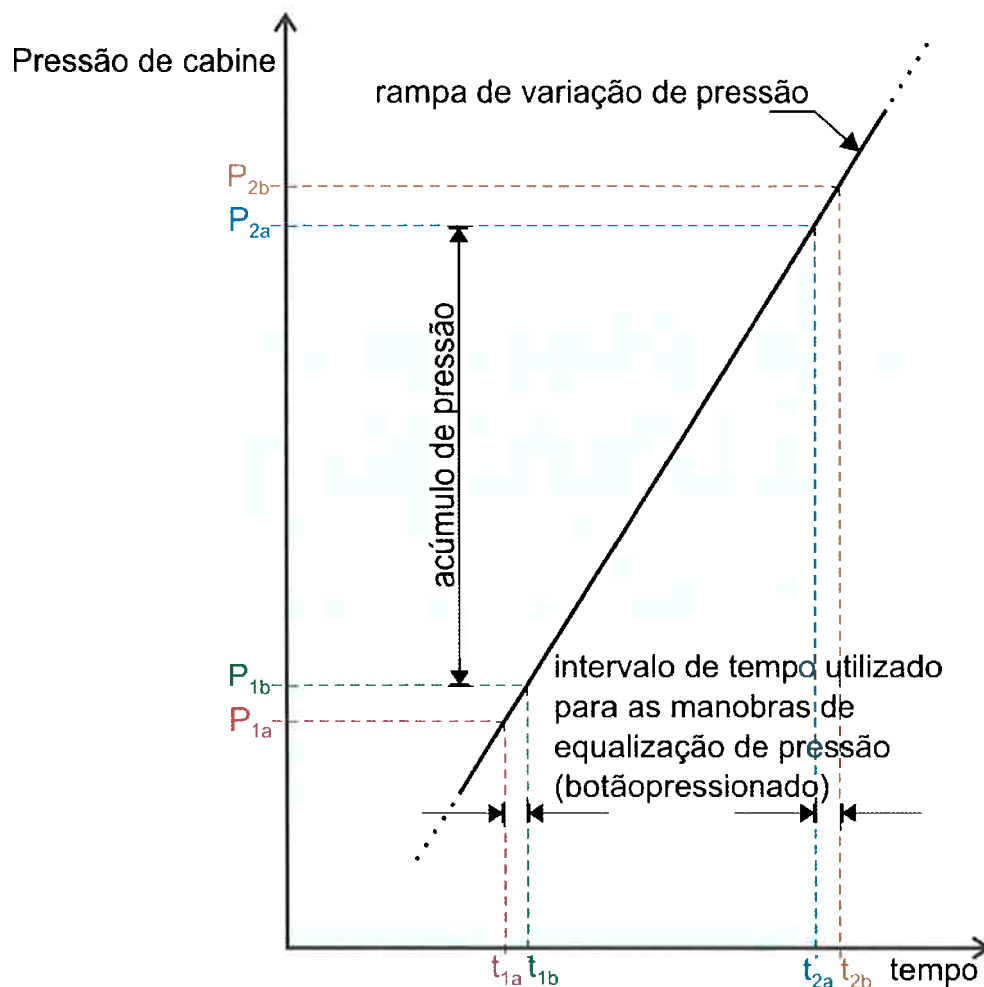


Figura 30: Esquema da medição do acúmulo de pressão na orelha média durante os experimentos de pressão.

Com a variação da pressão de cabine, a diferença de pressão entre a cabine e a orelha média aumenta até certo ponto em que o voluntário sente desconforto e dá início ao processo de equalização de pressão. Este momento é representado pelo instante de tempo t_{1a} e a pressão de cabine é a P_{1a} .

O processo de equalização de pressão consiste em diversas manobras (engolir, movimentar o pescoço de um lado para o outro, manobra de Valsalva, entre outras) que o voluntário realiza para abrir a trompa de Eustáquio e, assim, igualar a pressão da orelha média com a pressão de cabine. Isto ocorre no instante t_{1b} e pressão de cabine é P_{1b} . Portanto, supõe-se que a pressão na orelha média no instante t_{1b} também é P_{1b} . É neste intervalo de tempo, entre t_{1a} e t_{1b} , em que o voluntário deve manter o botão de seu controle pressionado para que seja registrado pelo sistema de aquisição de dados.

A pressão de cabine continua variando e, conseqüentemente, a diferença de pressão entre a cabine e a orelha média volta a aumentar até que o voluntário sinta desconforto novamente. Isto ocorre no instante t_{2a} , quando o voluntário pressiona o botão e começa a realizar as manobras de equalização de pressão. Como, no instante t_{1b} , a pressão na orelha média era igual à da cabine, no instante t_{2a} , no qual o voluntário sentiu desconforto, a diferença de pressão entre a orelha e a cabine, que caracteriza este desconforto, é igual à diferença entre P_{2a} e P_{1b} , ou seja, $P_{2a} - P_{1b}$, que é o chamado acúmulo de pressão na orelha média. O voluntário mantém o botão pressionado até o instante t_{2b} , instante em que a pressão na orelha média se iguala com a pressão de cabine. Todo este processo se repete enquanto a pressão de cabine continuar variando.

Dessa maneira, numa rampa de variação de pressão, serão registrados alguns valores de acúmulo de pressão que representam desconforto para os voluntários do experimento.

4.1.3 Resultados

Um dos objetivos deste estudo foi caracterizar a correlação entre as diversas taxas de subida e descida e a ocorrência de desconforto auricular. Como se pode observar na Figura 31, a diferença de pressão na membrana timpânica que caracteriza desconforto para os voluntários não está correlacionada com as taxas de variação de pressão, expressas em pés por minuto equivalentes no nível do mar. Dessa forma, pode-se concluir que a diferença de pressão através da membrana timpânica necessária para causar desconforto nos voluntários, não depende da taxa de variação de pressão, mas é característica individual em função da morfologia de cada pessoa.

Como mencionado anteriormente, um parâmetro de grande interesse neste projeto é a diferença de pressão através da membrana timpânica que caracteriza desconforto para os passageiros de aeronaves. A Figura 32 mostra a distribuição dos pontos expe-

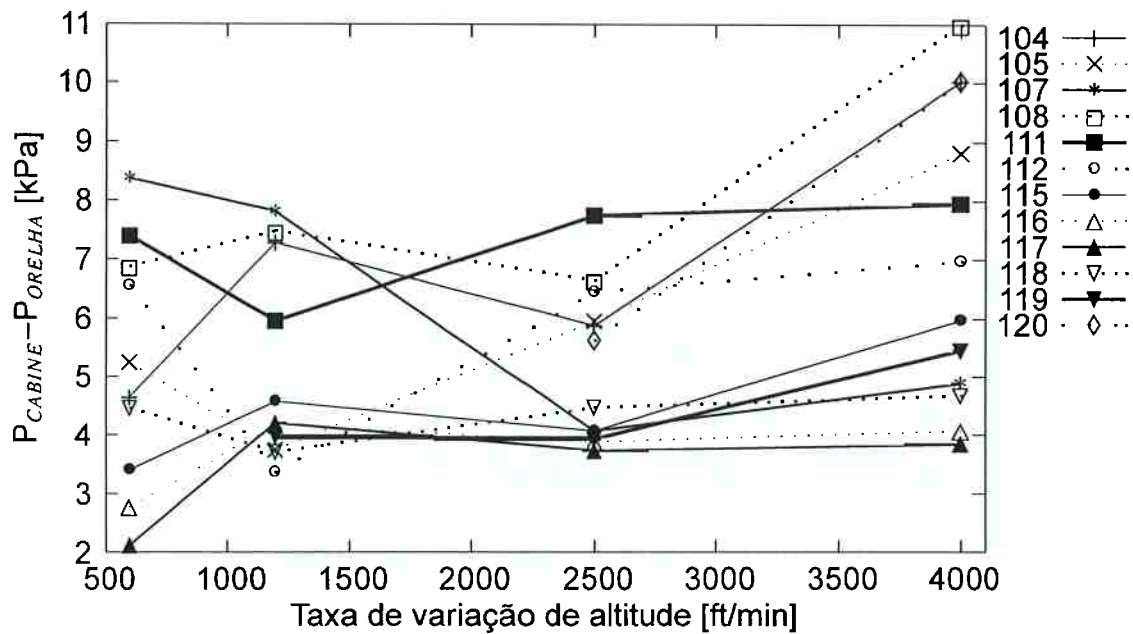


Figura 31: Diferença de pressão na membrana timpânica em função da taxa de variação de altitude (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

rimentais obtidos por cada voluntário em todo o experimento, ou seja, considerando-se os resultados obtidos em todos os voos simulados.

A Figura 32 mostra que a diferença de pressão através da membrana timpânica, que caracteriza a sensação de desconforto, varia bastante entre os voluntários, comprovando o fato de que a sensação de desconforto, devido à diferença de pressão entre a cavidade timpânica e o ambiente, depende das características pessoais de cada indivíduo e não da forma como a pressão ambiente, ou de cabine, está variando. Este fato evidencia a dificuldade de se estabelecer valores limites de diferencial de pressão na membrana timpânica que seja representativo da população como um todo.

Portanto, como um critério prévio de limite de desconforto, foi selecionada a menor mediana de diferença de pressão na orelha média que caracteriza desconforto obtida entre os voluntários do experimento. Essa mediana é referente ao voluntário de número 116 e seu valor é de 3,2 kPa (\approx 875 pés de altitude equivalentes no nível do mar).

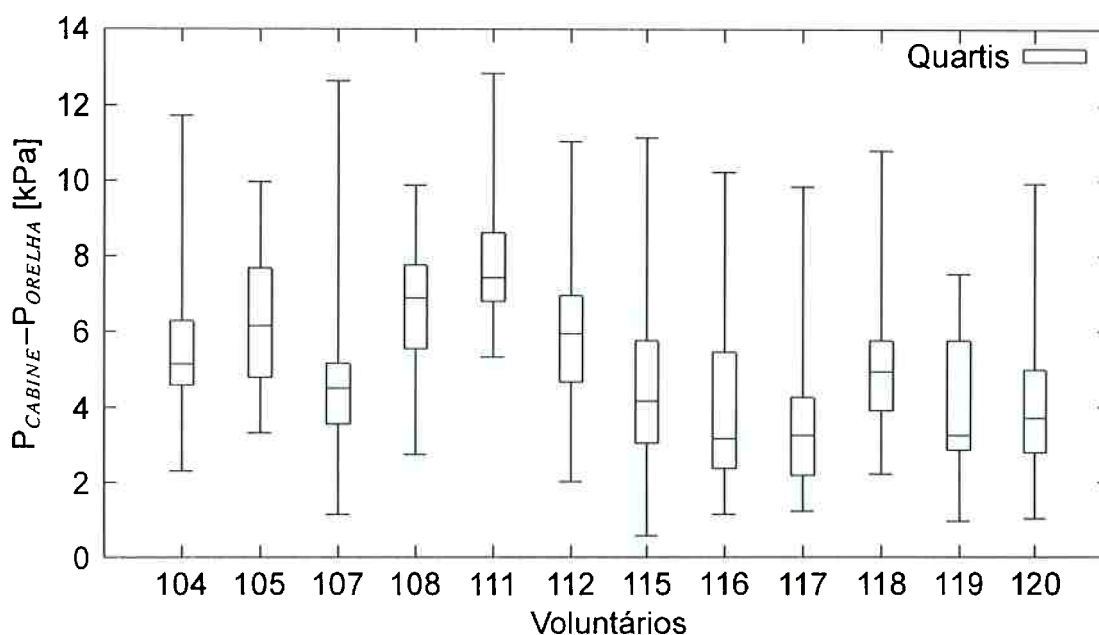


Figura 32: Distribuição da diferença de pressão na membrana timpânica que caracteriza desconforto para os voluntários (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

O trabalho experimental de Spealman e Cherry (1958) obteve um valor de diferença de pressão na membrana timpânica de 0,26 kPa (\approx 70 pés de altitude equivalentes no nível do mar), porém, este resultado foi para a sensação de percepção de variação de pressão e não para a sensação de desconforto. Este fato mostra a importância deste experimento, pois se sabe que a recomendação da SAE ARP1270 (1978; Revisão: 2000) utiliza o resultado obtido por Spealman e Cherry (1958) de 0,26 kPa como critério de pressurização e despressurização da cabine, como mostra o gráfico da Figura 10. Entretanto, o experimento realizado na câmara hipobárica do IMAE (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009) mostrou que o valor de limiar de desconforto pode ser bastante superior ao do limiar de percepção utilizado pela ARP1270.

A Figura 33 mostra a distribuição dos valores de acúmulo de pressão em função dos volumes das cavidades mastoideas. Nota-se, pela figura, que não existe correlação entre os dois parâmetros. Porém, este fato não indica, necessariamente, que um grande volume das cavidades mastoideas não funcione como uma espécie de “reservatório” de pressão, o qual favorece uma maior tolerância às pequenas variações de pressão sofridas pela orelha no cotidiano. Este resultado indica que, quando a pres-

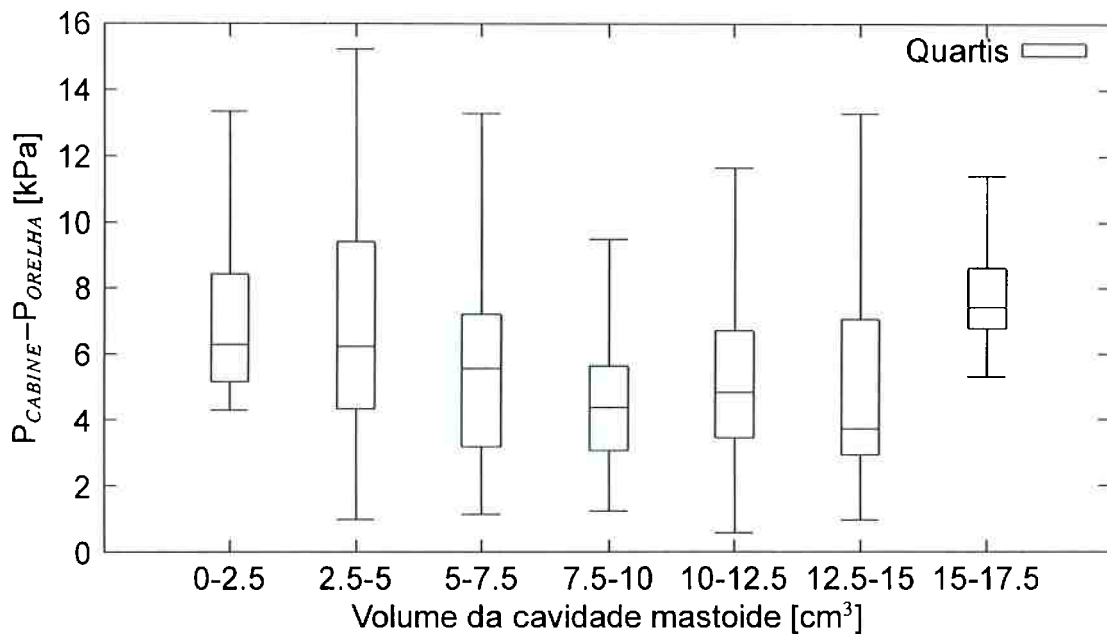


Figura 33: Diferença de pressão na membrana timpânica em função da taxa de variação de altitude (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009)

são ambiente varia em grandes amplitudes, numa taxa aproximadamente constante, não se pode afirmar que o desconforto sentido pode ser explicado pelo volume das cavidades mastoideas.

4.2 Experimento realizado no Mock-up

4.2.1 Métodos e Materiais

O experimento consistiu na realização de algumas séries de voos simulados numa câmara de vácuo (Mock-up integrado), onde os voluntários realizaram manobras de equalização de pressão da orelha média e registraram essas ações utilizando um dispositivo de aquisição de dados.

4.2.1.1 Câmara de vácuo

A câmara de vácuo utilizada neste experimento foi construída nas dependências do Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade de São

Paulo. A câmara foi projetada para receber em seu interior um mock-up (modelo em escala real) de uma seção de uma aeronave EMB-170 da empresa EMBRAER S.A.

O mock-up tem capacidade máxima de 30 pessoas sentadas, mais uma poltrona para um comissário(a) de bordo. Das 30 poltronas disponíveis, 26 foram ocupadas pelos voluntários do experimento. Duas poltronas foram ocupadas pelo Pesquisador e pelo instrumento de aquisição de dados. As duas poltronas restantes ficaram livres.

O mock-up foi construído com o objetivo de simular diversas condições de voos, tendo a capacidade de variar diversos parâmetros como temperatura, umidade, ruído, vibração, iluminação e a pressão de cabine. Sendo o último parâmetro o foco deste experimento.

4.2.1.2 Aquisição de dados

Cada voluntário do experimento recebeu um controle contendo um botão e um LED, que acendia enquanto o botão era pressionado. Além disso, cada controle foi identificado com um número com o propósito de identificar o voluntário que utilizou o controle, como mostra a Figura 29 na página 84. Durante todos os voos do experimento os voluntários utilizaram sempre o mesmo controle e permaneceram sentados na mesma poltrona.

Cada controle foi conectado ao respectivo canal de entrada de uma placa de aquisição de dados, sendo que cada placa contém 20 canais. Quando o botão era pressionado, um sinal de 3V era enviado para a placa de aquisição e registrado pelo instrumento. Além dos sinais enviados pelos controles dos voluntários, a placa recebia, também, um sinal referente à pressão absoluta da câmara.

A pressão absoluta foi medida através por um medidor de vácuo da Edwards ASG-1000. Este medidor opera numa faixa de 1000 a 1mbar (100 a 0,1kPa), com $\pm 0,2\%$ da escala total de incerteza. A leitura da pressão é feita em termos de diferença de potencial, sendo 10V para pressão de 1000 mbar e 1V para 100 mbar.

Assim, o cálculo da pressão absoluta em função da leitura, em volts, do medidor de pressão é dado pela eq.(4.1).

$$P = 10 \cdot V \quad (4.1)$$

sendo que, P é a pressão absoluta em mbar e V é o sinal enviado pelo transdutor de pressão em volts.

A altitude máxima de cruzeiro simulada mock-up foi de 8000 pés, o que corresponde a uma pressão de 752 mbar, aproximadamente. Portanto, a pressão no mock-up variou entre 931,5 mbar (condição em solo) e 752 mbar (altitude de 8000 pés) durante o experimento.

4.2.1.3 Séries de voos

As séries de voos simulados no experimento foram compostas de diferentes taxas de pressurização (descidas). A taxa de despressurização (subida) utilizada em todos os voos foi de 1000 slfpm (a sigla slfpm significa pés por minuto no nível do mar). Cada voo foi realizado partindo-se do solo (≈ 700 m acima do nível do mar) até atingir a altitude de 8000 pés (≈ 2440 m). Em seguida, a pressão (ou altitude) de cruzeiro foi mantida constante por um período de 5 a 10 minutos, aproximadamente, com o objetivo de garantir que as pressões nas orelhas dos voluntários estivessem em equilíbrio com a pressão no mock-up, ou seja, que houvesse total equalização de pressão nas orelhas antes de iniciar-se a fase de descida de cada voo. Por fim, o mock-up foi repressurizado até atingir novamente a condição de solo (pressão barométrica local) numa das taxas previamente definidas, simulando a fase de descida do voo.

Em experimentos realizados anteriormente (SPEALMAN; CHERRY, 1958; De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009), já discutidos na seção 2.3, verificou-se que, quando as taxas de pressurização são inferiores a 1000 slfpm, há maior incerteza nos resultados do experimento, porque a probabilidade dos voluntários realizarem manobras involuntárias

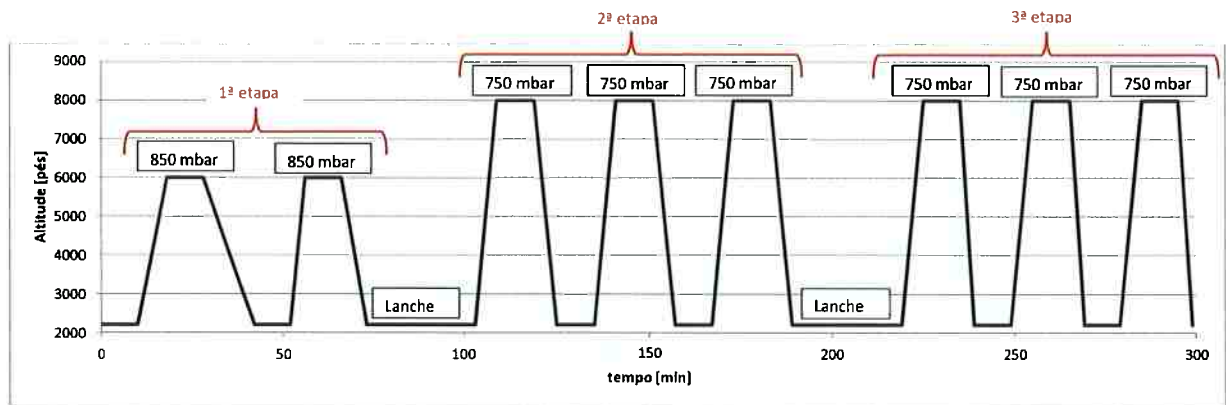


Figura 34: Curvas de pressão simuladas no mock-up durante o experimento

de abertura da trompa de Eustáquio é maior. Pois, o tempo necessário para atingir a diferença de pressão que caracteriza desconforto é maior quando a taxa de pressurização é menor. Portanto, neste experimento, as taxas de pressurização empregadas foram de 1000 e 1500 slfpm. A taxa máxima de 1500 slfpm foi definida em função das limitações técnicas dos equipamentos de vácuo utilizados no mock-up.

A Figura 34, mostra esquematicamente as séries de voos utilizadas no experimento, divididas em três etapas. A primeira etapa foi composta de dois voos com altitude de cruzeiro igual a 6000 pés (\approx 1830 m e 850 mbar). A taxa de subida do primeiro voo desta etapa foi de 500 slfpm e a taxa de descida foi de 300 slfpm. A taxa de subida do segundo voo foi de 1000 slfpm e a de descida foi de 600 slfpm. Os voos da primeira etapa foram realizados desta forma — com taxas menores de variação de altitude, e altitude máxima de 6000 pés — para que se tivesse certeza de que os voluntários conseguiriam realizar as manobras de equalização de pressão durante as fases de subida e de descida. Se, durante esses voos, algum voluntário apresentasse dificuldade em equalizar a pressão na orelha, o voo seria interrompido e o voluntário seria retirado do experimento. Além disso, essa etapa serviu de aprendizado para os voluntários compreenderem o experimento e se adaptarem ao uso dos controles fornecidos. Dessa forma, os resultados obtidos com os voos da primeira etapa foram desprezados, pois os objetivos desta etapa foram treinar os voluntários e verificar se eles estavam aptos a realizar o experimento que se seguiu na segunda e terceira etapas, como mostra a Figura 34.

Os três voos da segunda etapa foram realizados utilizando-se taxa de subida de 1000 slfpm e de descida, também, 1000 slfpm. Além disso, a altitude de cruzeiro nesta etapa foi de 8000 pés. Os voos da terceira etapa diferiram dos voos da segunda etapa apenas no valor da taxa de descida que foi de 1500 slfpm.

4.2.1.4 Voluntários

Os ensaios ocorreram em dois dias de experimento, com dois grupos distintos de voluntários, sendo um grupo por dia. No primeiro dia de experimento participaram 24 voluntários e, no segundo dia, participaram 25 voluntários. Totalizando, assim, 49 voluntários no experimento.

A seleção dos voluntários foi feita de modo que representasse ao máximo a população dos usuários da aviação civil brasileira, em termos de sexo e idade. Contudo, para participar do experimento, os voluntários deveriam ter idade mínima de 18 anos. Dessa forma, a parcela da população com idade entre 0 e 18 anos não foi considerada neste experimento. A Tabela 11 mostra as características dos voluntários que participaram do experimento. A média das idades dos voluntários foi de 34 ± 12 anos, sendo que idade máxima igual a 75 anos e a mínima igual a 18 anos. Além disso, 53% dos voluntários eram homens e 47% eram mulheres.

Os voluntários selecionados para o experimento não apresentaram nenhum histórico de doenças crônicas das vias aéreas superiores. Pois, este tipo de histórico poderia representar algum risco à saúde do voluntário. Além disso, antes da realização dos experimentos, os voluntários foram avaliados clinicamente por um médico otorrinolaringologista, com o objetivo de avaliar se os voluntários presentes no experimento estavam aptos para participar.

Durante a realização do experimento, três voluntários (13, 22 e 26) sentiram dor em uma das orelhas, pois não conseguiram realizar as manobras de equalização de pressão com eficiência. Portanto, estes voluntários foram retirados do experimento

no momento em que a dor foi identificada e os seus respectivos resultados foram desconsiderados nas análises.

4.2.2 Resultados

Ao final do experimento, os voluntários participaram de oito voos, sendo que os dois primeiros voos foram desconsiderados das análises. Assim, foram considerados os resultados obtidos em seis voos, sendo seis rampas de subida (despressurização) com taxa de 1000 slfpm, três rampas de descida (pressurização) com taxa de 1000 pés/min e três rampas de descida com taxa de 1500 slfpm.

A Tabela 11 mostra os valores médios do acúmulo de pressão dos voluntários, juntamente com o desvio padrão e o número de vezes em que os voluntários sentiram desconforto. O menor valor médio de acúmulo de pressão foi de $1,2 \pm 0,4$ kPa, para o voluntário número 2. Considerando-se um intervalo médio de abertura da trompa de Eustáquio de 75 segundos, como considerado por Armstrong e Heim (1937), obtém-se que a taxa de variação de pressão que causaria desconforto para esse voluntário seria de 16 ± 5 Pa/s (equivalente a 262 ± 82 slfpm).

O maior valor médio de acúmulo de pressão é o do voluntário número 30, cujo valor é de $14,1 \pm 2,8$ kPa. Considerando o intervalo médio de abertura da trompa de Eustáquio de 75 segundos, a taxa limite de variação de pressão para esse voluntário seria de 188 ± 37 Pa/s (equivalente a 3080 ± 600 slfpm). Contudo, verifica-se da Tabela 11, que durante todo o experimento, este voluntário sentiu desconforto apenas duas vezes, fornecendo somente dois dados para as análises estatísticas. Este fato pode significar que este voluntário é bastante tolerante à variação da pressão de cabine.

As distribuições do acúmulo de pressão de cada voluntário, considerando os dados de todos os voos em que participaram, são mostradas na Figura 35. Uma primeira análise desta figura mostra que grande parte dos valores de acúmulo de pressão estão compreendidos entre 1,0 e 6,0 kPa. Considerando o intervalo de 75 segundos

Tabela 11: Características dos voluntários e valores médios do acúmulo de pressão

Primeiro Dia							Segundo Dia						
Vol.	Polt.	Idade	Sexo	μ	σ	n	Vol.	Polt.	Idade	Sexo	μ	σ	n
01	2A	57	M	1,7	0,4	101	25	2A	18	M	2,3	0,8	82
02	2B	32	M	1,2	0,4	124	26	2B	22	M	4,9	4,1	21
03	3A	40	F	3,2	1,1	42	27	3A	58	F	2,9	0,8	59
04	3B	37	F	3,2	1,4	46	28	3B	29	M	8,4	4,8	18
05	4A	33	F	2,3	1,3	57	29	4A	23	M	2,1	0,9	50
06	4B	32	M	3,6	1,3	36	30	4B	30	M	14,1	2,8	2
07	5A	53	F	9,8	4,8	11	31	5A	31	F	1,9	0,6	89
08	6A	26	M	3,1	1,4	48	32	5B	29	M	1,9	0,7	91
09	6B	55	M	1,6	0,9	91	33	6A	26	M	2,1	0,8	57
10	7A	49	F	1,4	0,7	126	34	6B	22	F	7,2	2,9	10
11	7B	39	M	1,5	0,9	87	35	7B	23	M	1,4	0,4	131
12	8A	53	F	1,9	0,7	76	36	8A	33	M	3,5	1,7	24
13	2C	42	F	4,1	2,0	25	37	2D	21	F	1,6	0,9	78
14	2D	28	M	2,2	0,8	62	38	2C	33	F	2,2	1,5	54
15	3D	31	M	1,8	1,4	77	39	3D	47	F	2,6	1,5	55
16	3C	75	M	3,6	1,9	46	40	3C	34	M	5,9	4,2	13
17	4D	23	M	2,4	1,3	40	41	4D	19	M	5,5	4,4	23
18	4C	29	F	1,7	0,7	104	42	4C	26	M	3,7	3,1	26
19	5C	25	F	1,9	0,6	79	43	5C	23	F	1,3	0,5	134
20	5D	25	F	1,5	0,6	104	44	5D	46	F	2,0	0,7	84
21	6D	28	F	2,1	1,2	43	45	6C	26	F	2,3	1,2	57
22	6C	41	M	10,1	7,4	5	46	6D	30	M	3,8	1,5	39
23	7C	29	F	1,6	0,9	80	47	7A	38	M	1,9	0,9	84
24	8D	22	F	3,2	2,2	37	48	7C	30	M	5,3	2,4	30
							49	8C	39	F	2,9	1,2	46

μ – média do acúmulo de pressão

σ – desvio padrão

n – número de dados

entre consecutivas aberturas da trompa de Eustáquio, as taxas de variação de pressão correspondentes a esses valores estão compreendidas entre 13 e 80 Pa/s (ou entre 213 e 1310 slfpm).

Contudo, esses valores globais variam numa faixa muito grande. Nota-se, também, que os dados de um mesmo voluntário apresentam grande dispersão, como mostram a Figura 35 e os dados da Tabela 11. Dessa forma, utilizar simplesmente os valores médios de acúmulo de pressão pode não representar corretamente o fenômeno que se está avaliando. Portanto, uma análise mais elaborada dos resultados é mostrada a seguir.

4.2.2.1 Modelo de dados de recorrência

De acordo com Meeker e Escobar (1998), a análise de dados de recorrência ocorre com frequência em aplicações de confiabilidade. Uma importante aplicação ocorre

em sistemas reparáveis. Este tipo de análise considera o número de vezes em que sistemas (e.g. equipamentos) sofrem falhas e o tempo decorrido entre uma falha e outra.

As sucessivas sensações de desconforto, sentidas pelos voluntários do experimento, podem ser interpretadas como falhas, e as manobras de equalização de pressão, como reparos.

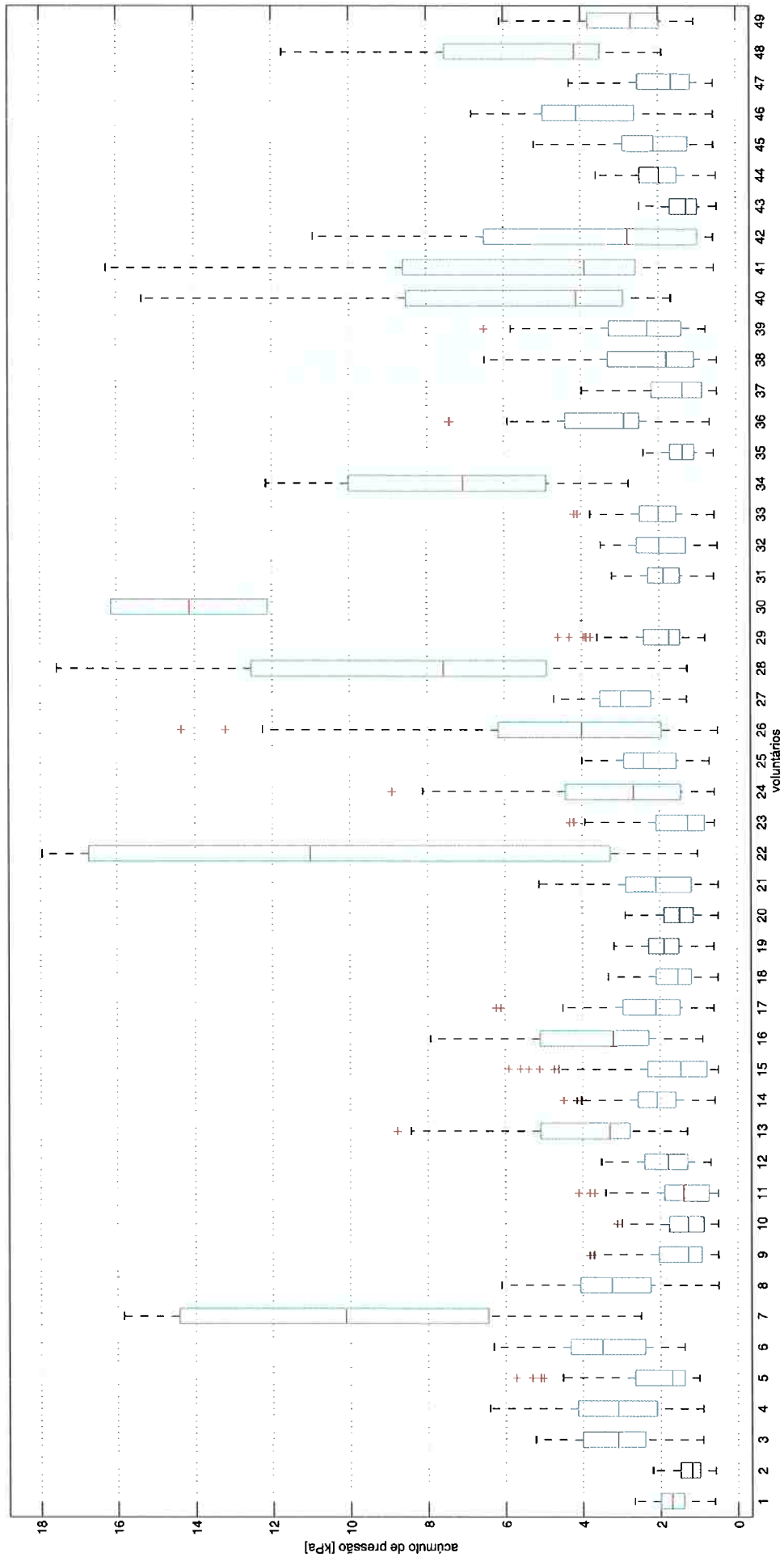


Figura 35: Distribuição das respostas dos voluntários considerando-se os dados obtidos em todos os voos simulados.

4.2.2.2 Identificação dos voos

Considerando-se que, neste experimento, diversos voos foram simulados e que existem diferenças entre os voos, escolheu-se um método para a identificação de cada rampa de cada voo do experimento.

Para que cada rampa seja identificada, precisa-se identificar os seguintes parâmetros: dia do experimento (pois o experimento foi realizado em dois dias diferentes), etapa, sentido da rampa (ascendente ou descendente), e número do voo. Para facilitar a compreensão, a palavra *voo* será utilizada no lugar de *rampa*. Dessa forma, cada voo (rampa) receberá um número de quatro algarismos da seguinte forma: voo abcd. A Tabela 12 mostra os parâmetros de identificação do voo com os respectivos valores.

Tabela 12: Parâmetros de identificação dos voos do experimento.

Algarismo	Valores	Identificação
a	1 ou 2	1º ou 2º dia de experimento
b	2 ou 3	Etapa do voo (define a taxa de descida)
c	0 ou 1	Sentido (0 – subida e 1 – descida)
d	1,2 ou 3	Identificação do voo na etapa

Exemplo 1: O voo 1201 corresponde à primeira subida da segunda etapa de voos do primeiro dia de experimento.

Exemplo 2: O voo 2313 corresponde à terceira descida da terceira etapa de voos do segundo dia de experimento.

4.2.2.3 Estimação da função média cumulativa: Método não-paramétrico

A Figura 36 mostra os sucessivos desconfortos sentidos pelos voluntários durante a variação da pressão de cabine dos voos 1211 e 2211. Os voluntários de número 1 a 24 participaram do voo 1211 e os voluntários 25 a 49 participaram do voo 2211. Os dois voos têm as mesmas características exceto que o voo 1211 ocorreu no primeiro dia de experimento e o voo 2211 ocorreu no segundo dia. O gráfico mostra a grande

diferença entre os diversos voluntários e, também, que existe variação no intervalo entre sucessivos desconfortos para um mesmo voluntário.

O método de análise desses dados consiste em obter a função média cumulativa do número de desconfortos em função da variação total da pressão de cabine. As funções médias cumulativas são construídas utilizando o estimador não-paramétrico de Nelson (1988) *apud* Meeker e Escobar (1998). Este modelo não-paramétrico considera as seguintes hipóteses:

- Existe uma população de funções cumulativas (uma para cada sistema da população) da qual uma amostra foi observada (os voluntários do experimento);
- O instante no qual a observação de um sistema termina não depende do histórico do sistema;
- Os sistemas amostrais não precisam ser independentes estatisticamente.

De acordo com Meeker e Escobar (1998), o estimador da função média cumulativa é obtido por meio do acúmulo do número médio de recorrências (através dos sistemas), por sistema, em cada intervalo de tempo (ou pressão, no caso deste experimento). A eq.(4.2) mostra o cálculo do estimador de Nelson (1988) da função média cumulativa adaptado para os dados do experimento.

$$\widehat{\mu}(p_j) = \sum_{k=1}^j \left[\frac{\sum_{i=1}^n \delta_i(p_k) d_i(p_k)}{\sum_{i=1}^n \delta_i(p_k)} \right] = \sum_{k=1}^j \bar{d}(p_k) \quad \text{para } j = 1, \dots, m \quad (4.2)$$

sendo que, o índice i representa o i -ésimo voluntário, n é o número total de voluntários; o índice j representa a j -ésima pressão de cabine na qual ocorreu desconforto, m é o número total de pressões de cabine nas quais ocorreram desconfortos; $d_i(p_k)$ é o número total de desconfortos sentidos pelo i -ésimo voluntário até o instante da k -ésima pressão de cabine; $\delta_i(p_k) = 1$ se o i -ésimo voluntário ainda estiver sendo observado no instante de p_k e $\delta_i(p_k) = 0$ caso contrário; $\bar{d}(p_k)$ é o número médio de desconfortos sentidos, por voluntário, até o instante de p_k .

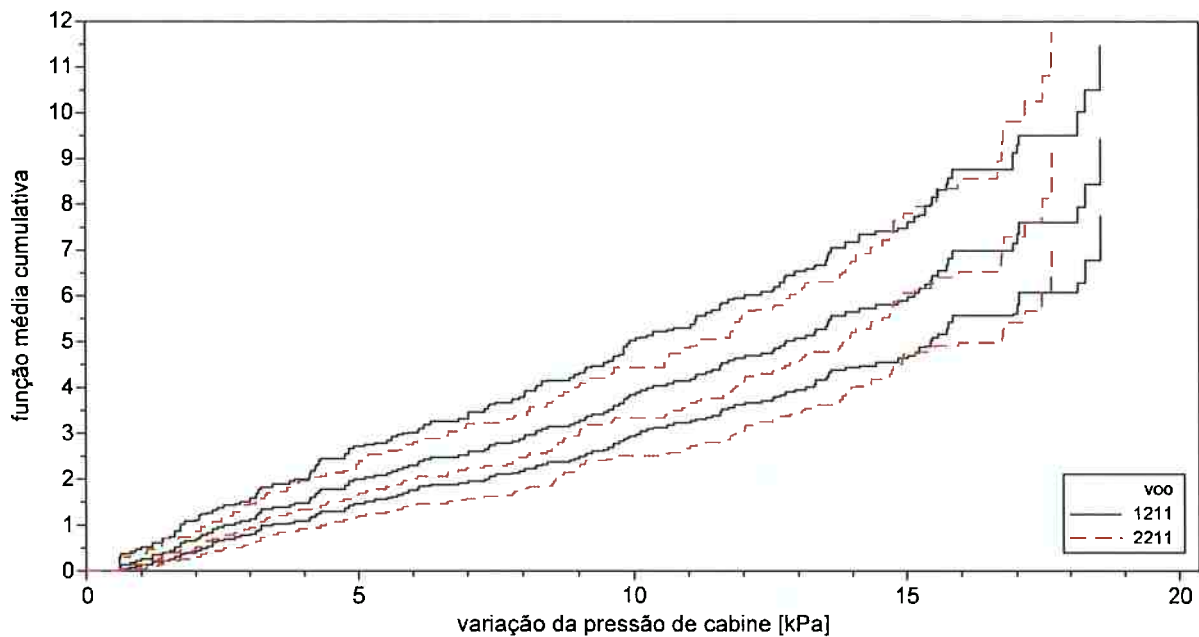


Figura 37: Funções médias cumulativas do número de desconfortos dos voos 1211 e 2211 com intervalo de confiança de 95%.

A Figura 37 mostra as funções médias cumulativas correspondentes aos dados dos voos mostrados na Figura 36, com curvas superiores e inferiores delimitando o intervalo de confiança de 95%. Essas funções foram obtidas com o auxílio do programa estatístico Minitab®v16.1.1, que utiliza o estimador descrito na eq.(4.2).

Observa-se que as funções médias cumulativas apresentam comportamento aproximadamente linear para variações de pressão de cabine de até 15 kPa, indicando que o intervalo de tempo entre consecutivos desconfortos é independente do tempo. Além disso, observa-se que o desvio (amplitude do intervalo de confiança) aumenta com o aumento da variação da pressão de cabine. Isso ocorre por causa do efeito cumulativo do método utilizado para estimar as funções médias cumulativas. Assim, o desvio num determinado instante é somado ao desvio do instante seguinte.

As funções médias cumulativas da Figura 37 foram obtidas a partir de dois grupos de sistemas (voluntários) independentes. Uma importante informação a ser tirada desses dados consiste em avaliar se as funções médias cumulativas são estatisticamente iguais ou distintas, ou seja, se ambas podem ser consideradas amostras de uma mesma população. Para tanto, segundo Meeker e Escobar (1998), um estimador

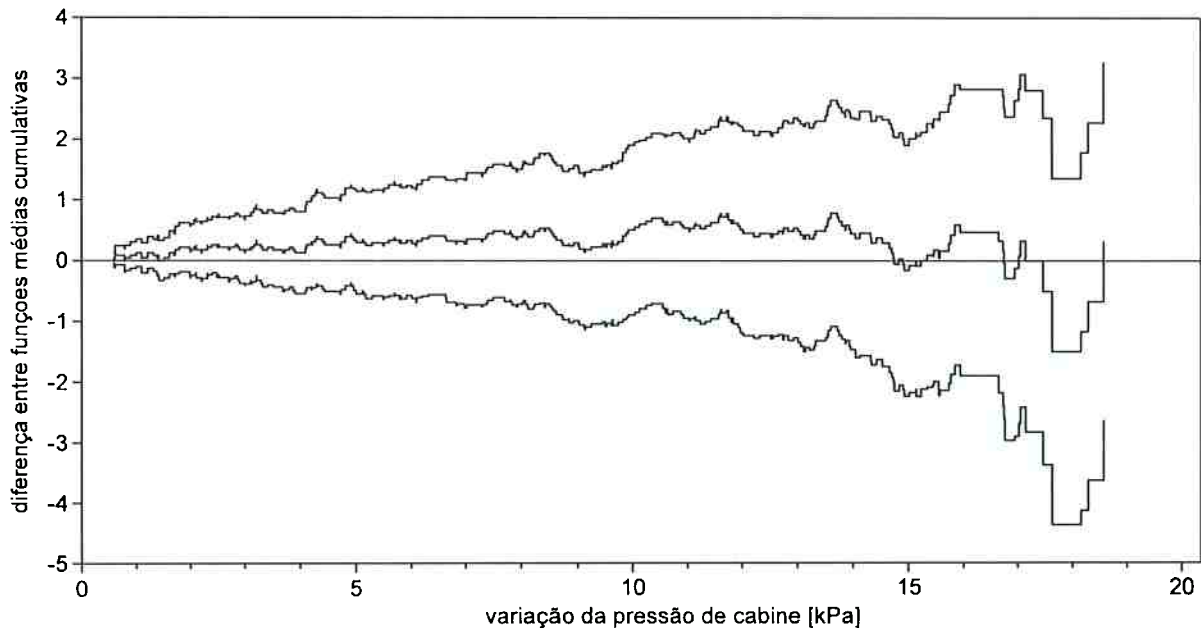


Figura 38: Diferença entre as funções médias cumulativas obtidas com os dados dos voos 1211 e 2211, com intervalo de confiança de 95%.

da diferença entre as funções médias cumulativas é dado pela eq.(4.3).

$$\widehat{\Delta}_{\mu}(p) = \widehat{\mu}_1(p) - \widehat{\mu}_2(p) \quad (4.3)$$

A Figura 38 mostra a diferença entre as funções médias cumulativas obtidas com os voos 1211 e 2211, com intervalo de confiança de 95%. Nota-se que a diferença nula entre as funções está compreendida na região entre as curvas que delimitam o intervalo de confiança, portanto, as duas funções comparadas não são significativamente diferentes, em toda a faixa de variação de pressão.

Este importante resultado indica que ambas as funções médias cumulativas são estimadores de uma mesma população. Porém, as análises realizadas devem ser expandidas para todos os voos do experimento e deve-se verificar se as funções médias cumulativas obtidas com os dados de todos os voos são amostras de uma mesma população, e não apenas as dos dois voos considerados até o momento.

Portanto, utilizando o mesmo método de análise descrito acima, com os dados de todos os voos do experimento, foram obtidas as funções médias cumulativas mostra-

das na Figura 39. Nota-se que todas as funções apresentam comportamento aproximadamente linear na região em que a variação da pressão de cabine é de até 15 kPa. Na região não-linear, as funções apresentam um aumento na taxa de número médio de desconfortos por variação da pressão de cabine, indicando uma intensificação da sensação de desconforto entre os voluntários.

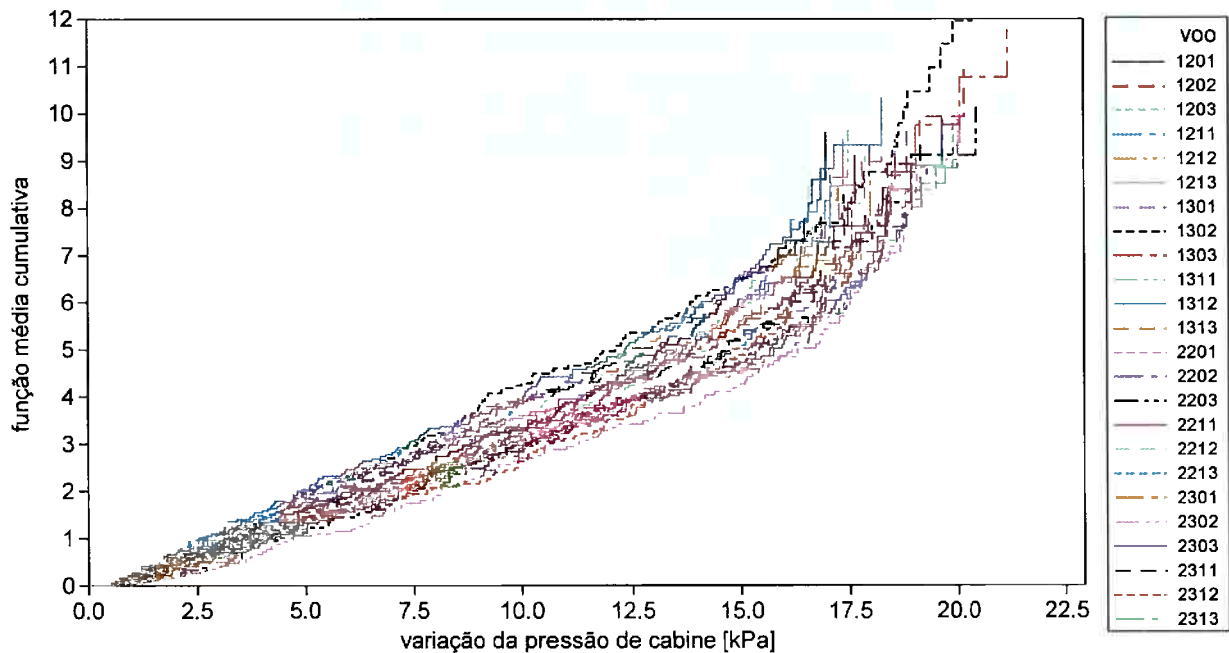


Figura 39: Função média cumulativa do número de desconfortos sentidos nos voos do experimento.

Para avaliar se as funções médias cumulativas mostradas na Figura 39 são significativamente diferentes ou se podem ser consideradas iguais, utilizou-se o mesmo método de análise mostrado na Figura 38. Assim, a Figura 40 mostra as diferenças entre a função média cumulativa obtida com os dados do voo 1201 e as funções obtidas com os dados dos demais voos.

Os gráficos da Figura 40 mostram que as diversas funções médias cumulativas podem ser consideradas iguais à função média cumulativa obtida com os dados do voo 1201. Portanto, pode-se concluir que todas as funções médias cumulativas podem ser estimadores de uma mesma população de funções cumulativas.

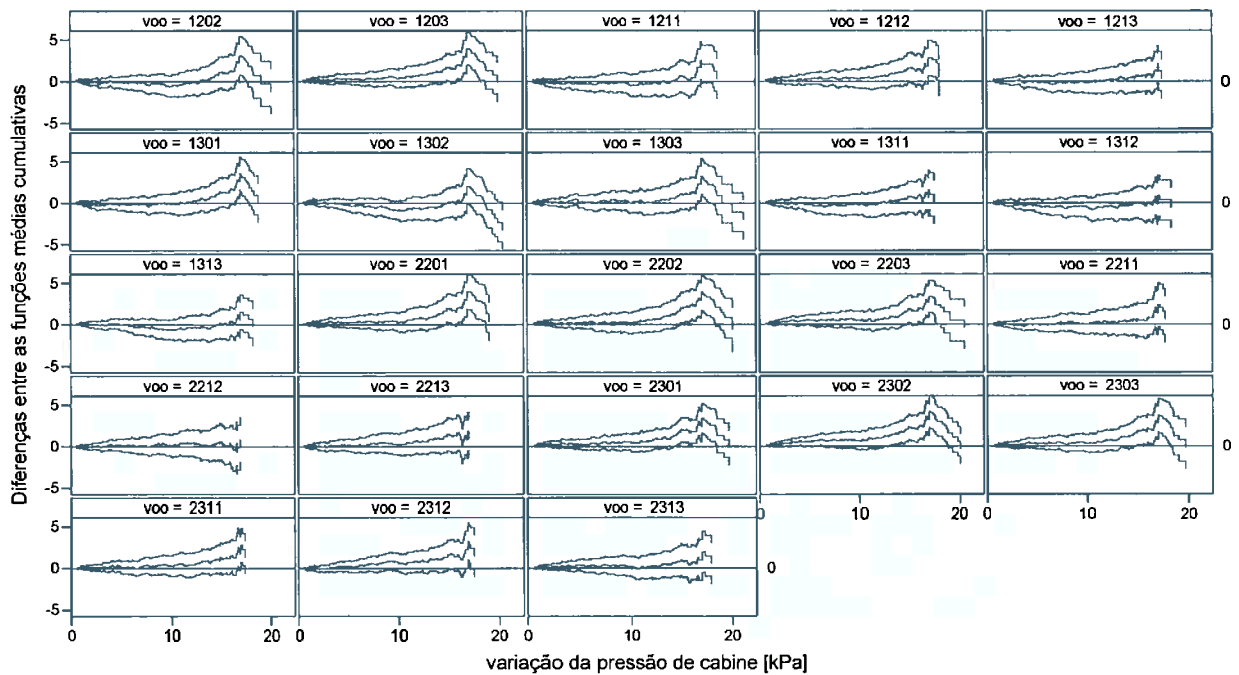


Figura 40: Diferença entre a função média cumulativa do voo 1201 e dos demais voos.

4.2.2.4 Estimação da função média cumulativa: Método paramétrico

As análises realizadas na seção anterior mostraram que os dados experimentais obtidos em todos os voos são consistentes entre si. Entretanto, o método utilizado é não-paramétrico, o que impede obter uma função densidade de probabilidade ajustada pelos dados.

De acordo com Meeker e Escobar (1998), os modelos paramétricos comumente utilizados com dados de recorrência são os processos de Poisson (homogêneo e não-homogêneo) e os processos de renovação.

Os processos de renovação são adequados para sistemas cujos intervalos entre falhas são distribuídos identicamente e independentemente. A Figura 36 mostra que os dados analisados não podem ser caracterizados por esse modelo.

Os processos de Poisson podem ser homogêneos e não-homogêneos. O primeiro ocorre quando os intervalos entre falhas (desconfortos) são independentes no tempo, nesse caso, a função média cumulativa apresenta a forma de uma reta, ou seja, inclinação constante. O segundo ocorre quando a distribuição dos intervalos entre des-

confortos depende do tempo e a função média cumulativa apresenta algum tipo de tendência (NIST/SEMATECH, 2012).

Como visto anteriormente, a Figura 39 mostra que existe uma tendência de aumento da taxa de ocorrência de desconfortos com a variação da pressão de cabine. Esse fato provavelmente ocorre porque as pessoas não conseguem realizar cabalmente as manobras de alívio de pressão. Desse modo, a cada manobra de alívio que era realizada, uma pequena parcela da diferença de pressão entre a orelha média e a cabine permanecia sem ter sido aliviada. Assim, o intervalo entre sucessivos desconfortos diminui com o tempo, fazendo com que a taxa de ocorrência de desconfortos também aumente.

Portanto, o método que deve ser utilizado é o de Poisson não-homogêneo. De acordo com Meeker e Escobar (1998), a probabilidade de que ocorra d desconfortos entre os instantes a e b é dada pela eq.(4.4).

$$\Pr [N(a, b) = d] = \frac{[\mu(a, b)]^d}{d!} \exp[-\mu(a, b)], \quad d = 0, 1, 2, \dots \quad (4.4)$$

sendo que $\mu(a, b) = E[N(a, b)] = \int_a^b \nu(t) dt$, e $\nu(t)$ é a taxa de recorrência no instante t .

O modelo utilizado para o processo de Poisson não-homogêneo é o da lei da potência (*Power-Law*), na qual a taxa de recorrência é modelada por dois parâmetros, um parâmetro de forma (β) e um parâmetro de escala (η), como mostra a eq.(4.5).

$$\nu(t; \beta, \eta) = \frac{\beta}{\eta} \left(\frac{t}{\eta} \right)^{\beta-1}, \quad \beta > 0, \eta > 0 \quad (4.5)$$

Portanto, o número esperado de recorrências entre $(0, t]$ é dado pela eq.(4.6).

$$\mu(t; \beta, \eta) = \left(\frac{t}{\eta} \right)^\beta \quad (4.6)$$

Como um critério de desconforto, existe o interesse em determinar a probabilidade de ocorrência de pelo menos um desconforto até determinado instante. Essa probabilidade é dada pelo complementar da probabilidade de ocorrência de nenhum desconforto, como mostra a eq.(4.7).

$$\begin{aligned} \Pr[N(t) \geq 1] &= 1 - \Pr[N(t) = 0] \\ &= 1 - \exp\left[-\left(\frac{t}{\eta}\right)^\beta\right] \end{aligned} \quad (4.7)$$

Utilizando o modelo acima citado e o método de estimação da Máxima Verossimilhança, com o auxílio do software Minitab®, foram obtidos os valores para os parâmetros do modelo que estão mostrados na Tabela 13. A Figura 41 mostra o ajuste do modelo obtido a partir dos dados do experimento.

Tabela 13: Parâmetros do modelo de Poisson não-homogêneo

Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	95% Intervalo Confiança	
			Inferior	Superior
Forma	1,33	0,02	1,29	1,37
Escala	3,81	0,11	3,61	4,03

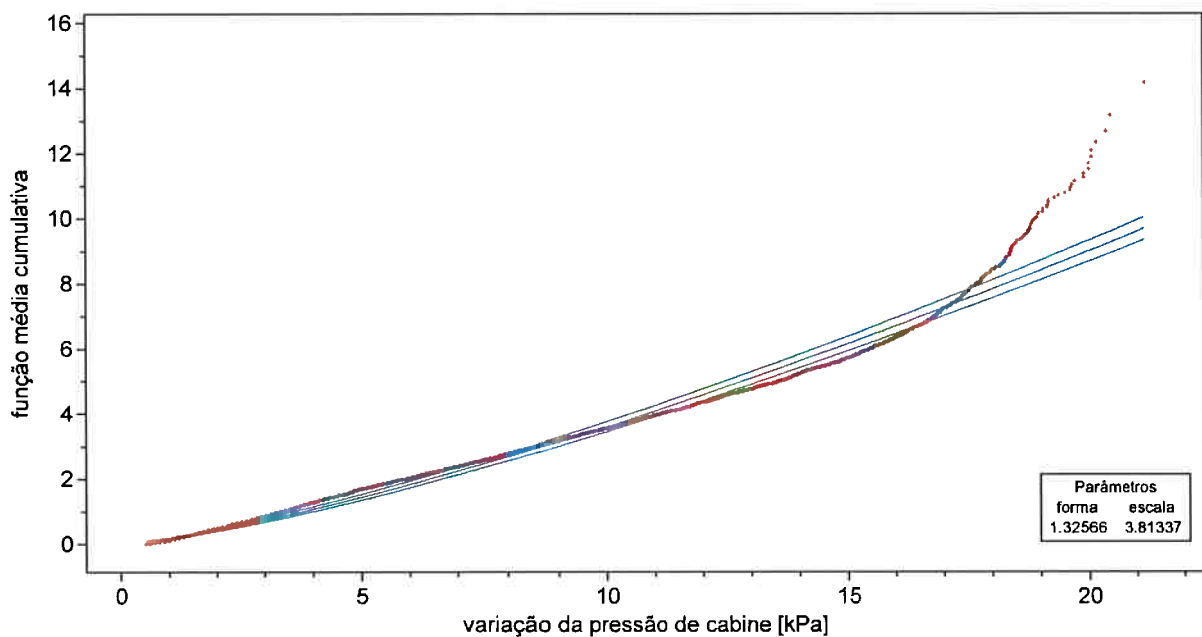


Figura 41: Função média cumulativa ajustada pelo modelo de Poisson não-homogêneo.

Portanto, com os dados da Tabela 13, a função que calcula a probabilidade de ocorrência de pelo menos um desconforto até que determinada variação de pressão seja atingida é dada pela eq.(4.8), com os limites inferior e superior do intervalo de confiança.

$$\begin{aligned}
 \Pr_{mdia} [N(t) \geq 1] &= 1 - \exp \left[- \left(\frac{t}{3,81} \right)^{1,33} \right] \\
 \Pr_{95\%inf} [N(t) \geq 1] &= 1 - \exp \left[- \left(\frac{t}{4,03} \right)^{1,37} \right] \\
 \Pr_{95\%sup} [N(t) \geq 1] &= 1 - \exp \left[- \left(\frac{t}{3,61} \right)^{1,29} \right]
 \end{aligned} \tag{4.8}$$

Considere uma variação da pressão de cabine de 2 kPa, que é o equivalente a uma variação de 550 pés de altitude no nível do mar. Segundo a recomendação da ARP1270 (1978; Revisão: 2000), esta é a diferença de pressão que causa o alívio automático da pressão na orelha média. Pela eq.(4.8), obtém-se a estimativa de que 34,6% das pessoas sentirão desconforto e, com 95% de confiança, o valor verdadeiro está compreendido no intervalo entre 31,8% a 37,3% de pessoas desconfortáveis.

5 INTEGRAÇÃO DO MODELO COM CRITÉRIOS EXPERIMENTAIS DE CONFORTO

O modelo desenvolvido calcula a pressão dentro da orelha média em função da variação da pressão ambiente, neste caso a cabine de um avião. A Tabela 7 apresenta os valores de todos os parâmetros utilizados no modelo. A Figura 42 mostra a curva da pressão na orelha média calculada pelo modelo em função da curva de pressão de um voo real.

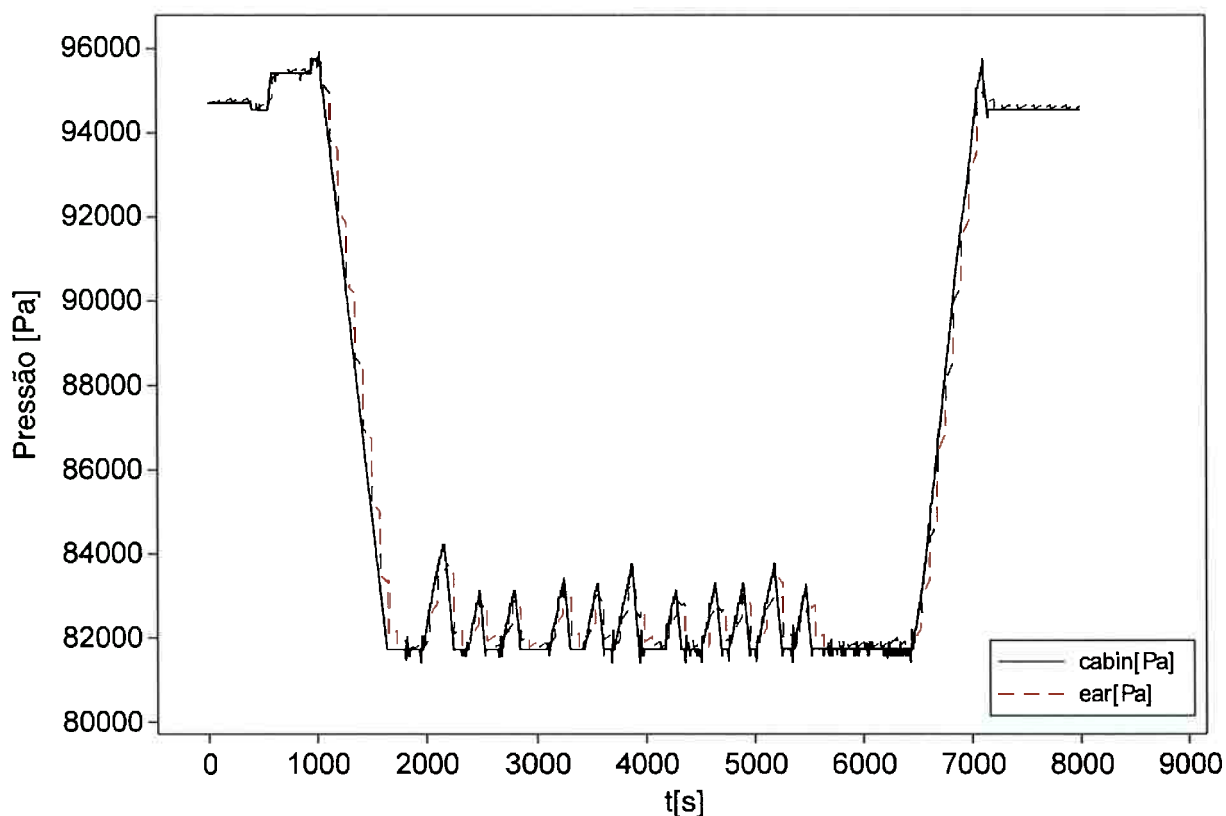


Figura 42: Curva da pressão na orelha média em função da pressão na cabine

Portanto, para que seja avaliado o conforto no voo especificado, utilizam-se as informações obtidas com o experimento descrito na seção anterior. A Figura 43 mostra

a curva da diferença de pressão entre a orelha média e a cabine, desenvolvida durante o voo, calculada pelo modelo. Além disso, a figura mostra a porcentagem de pessoas que deverão sentir desconforto durante o voo, esses valores foram calculados utilizando a eq. (4.8). Nota-se que a porcentagem máxima de pessoas desconfortáveis está estimada em torno de 33,5% nas etapas de subida e de descida. Esses valores foram obtidos considerando-se um intervalo médio entre aberturas da trompa de Eustáquio de 75 s.

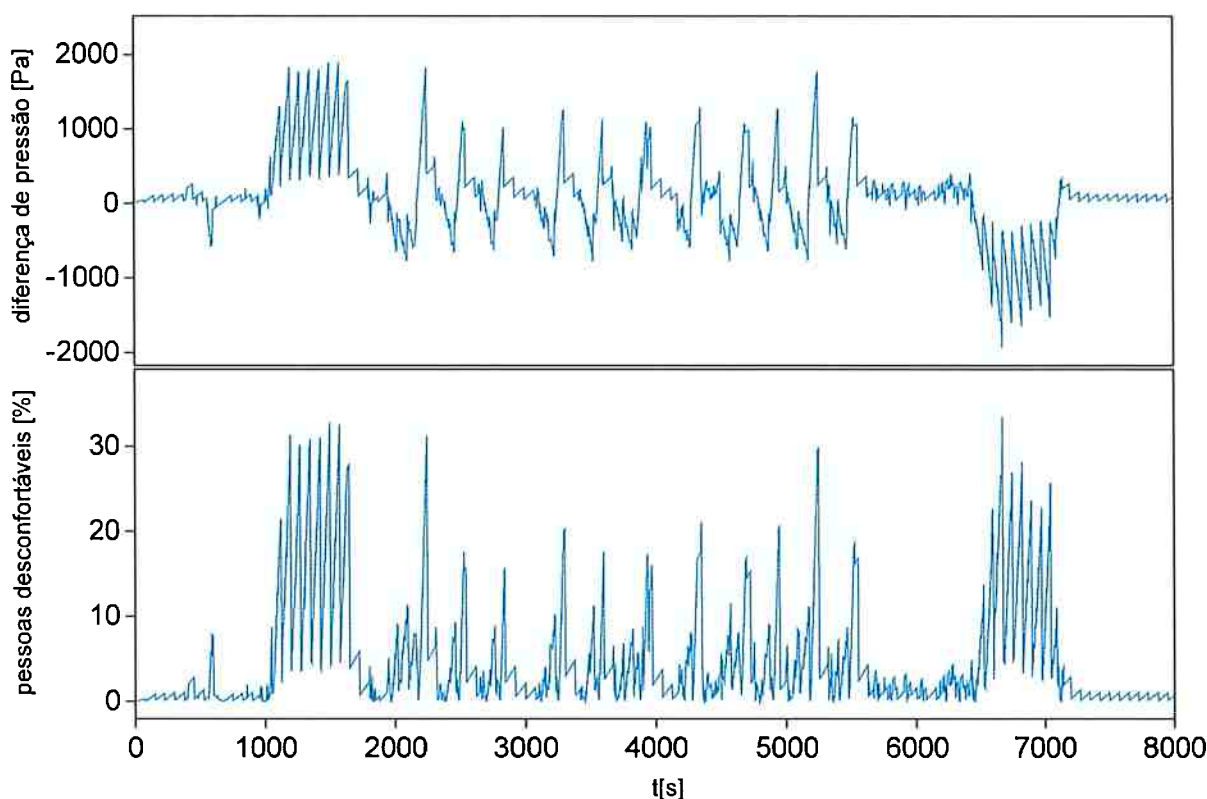


Figura 43: Diferença de pressão entre a orelha média e a cabine com percentuais de pessoas desconfortáveis, para intervalo de 75s entre sucessivas equalizações.

Fazendo uma simulação com a mesma curva de variação de pressão, porém, considerando um intervalo médio de 120 s entre sucessivas aberturas da trompa de Eustáquio, obtém-se o gráfico mostrado na Figura 44. Para este caso, a porcentagem máxima de pessoas desconfortáveis está em torno de 52,4% nas etapas de subida e de descida.

A Figura 45 mostra a distribuição da probabilidade de ocorrência de desconforto em função da diferença de pressão entre a orelha média e a cabine (ou acúmulo de

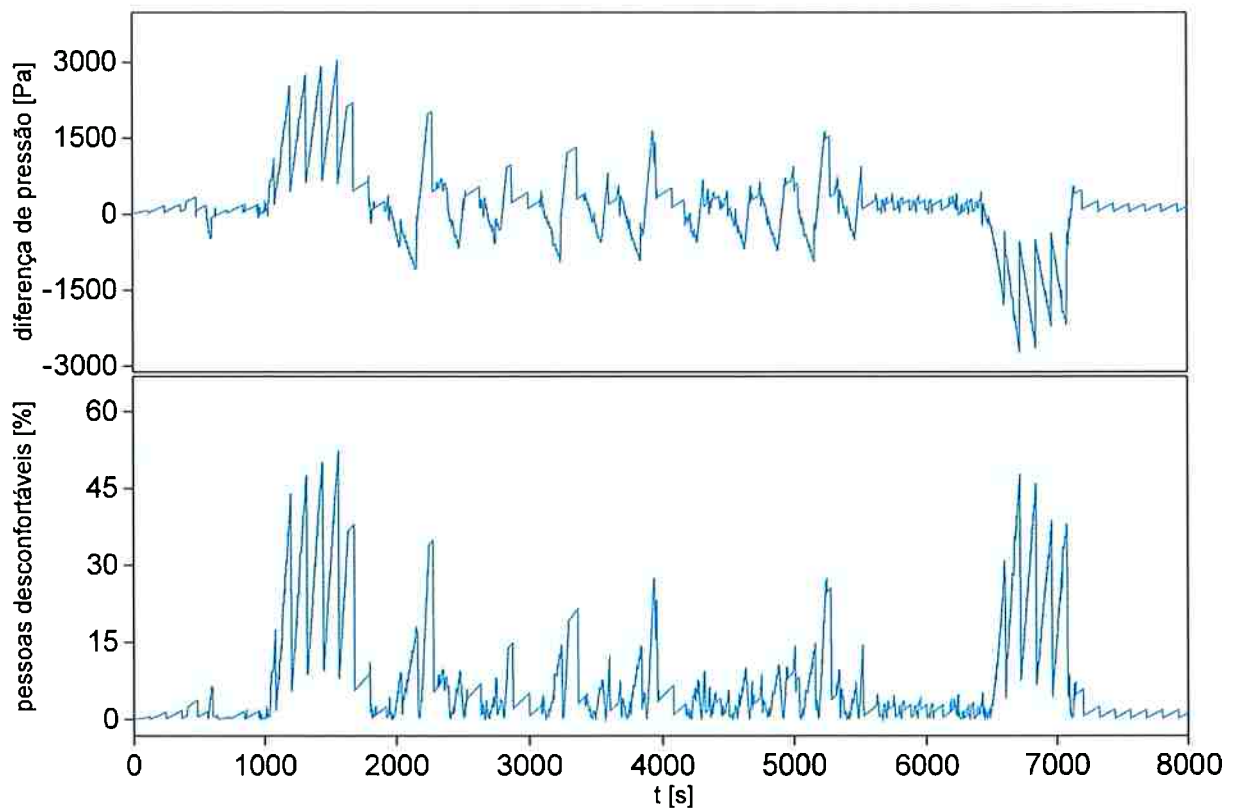


Figura 44: Diferença de pressão entre a orelha média e a cabine com percentuais de pessoas desconfortáveis, para intervalo de 120s entre sucessivas equalizações.

pressão). Nota-se que, para um cúmulo de pressão de 9,0 kPa, há 95% de chance de alguém sentir desconforto. A partir de 13,5 kPa de acúmulo de pressão, essa probabilidade sobe para 99,5%.

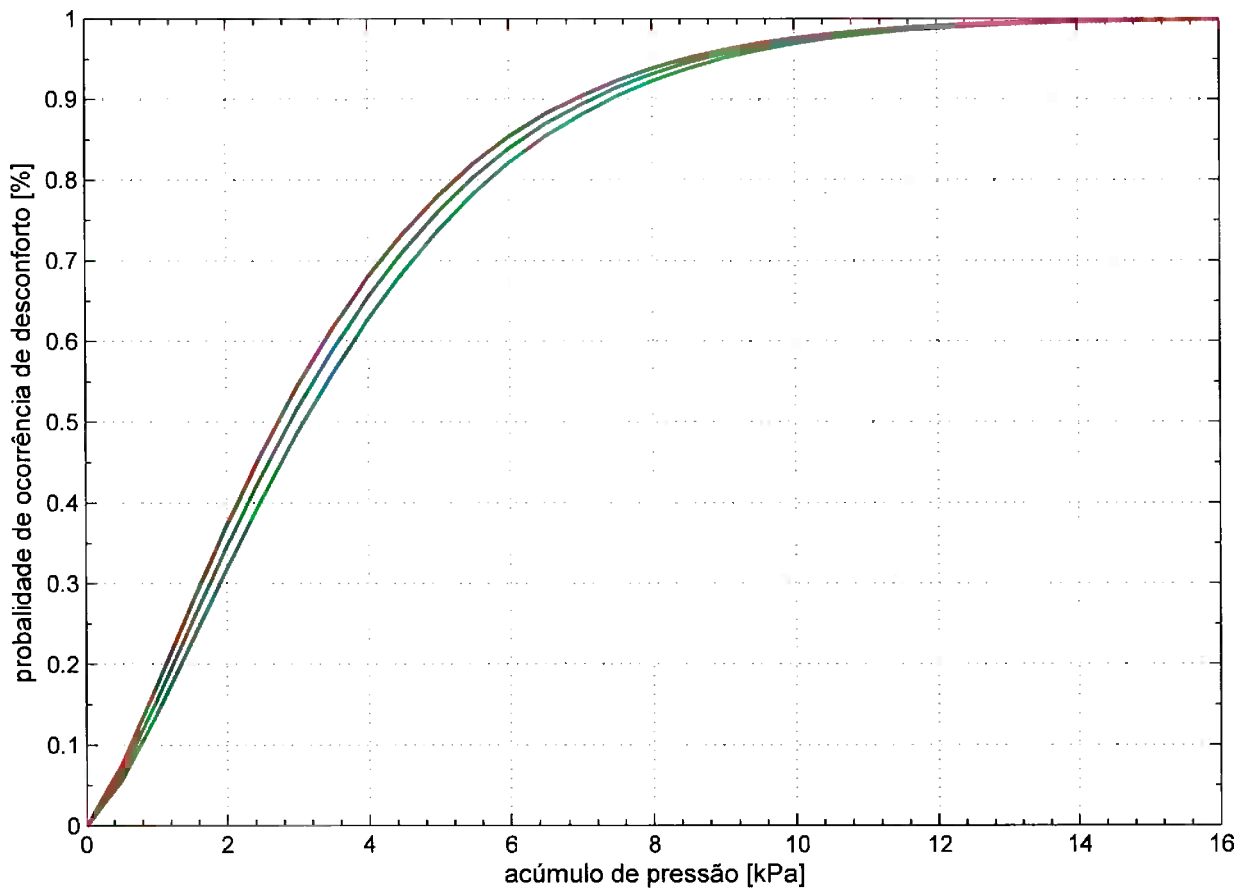


Figura 45: Função densidade de probabilidade de desconfortos em função da diferença de pressão entre a orelha média e a cabine. Linha azul representa os valores médios e as linhas vermelha e verde representam o intervalo de 95% de confiança.

6 CONCLUSÕES

Este trabalho mostrou o desenvolvimento de um modelo matemático inédito capaz de prever a pressão na orelha média em função da variação temporal da pressão ambiente. O modelo considera a transferência de massa através da trompa de Eustáquio, tanto de maneira ativa quanto de maneira passiva. O modelo considera, também, a transferência de massa através da mucosa, que reveste a cavidade timpânica e as cavidades mastoideas, para a corrente sanguínea.

No desenvolvimento do modelo, diversos parâmetros fisiológicos foram utilizados. Esses parâmetros foram encontrados em diversos trabalhos especializados anteriormente publicados. Como esses parâmetros foram obtidos experimentalmente, seus valores apresentaram grande margem de variação. Portanto, foram realizadas algumas análises paramétricas, considerando-se os principais parâmetros. Essas análises consistiram de simulações, utilizando o modelo, adotando alguns valores diferentes para cada parâmetro, dentro das margens de variação de cada um.

As simulações realizadas mostraram coerência entre os resultados do modelo e os fenômenos físicos envolvidos nos processos de transferência de massa na orelha média. Assim sendo, durante a fase de subida, ou de redução da pressão de cabine, a pressão da cavidade timpânica era superior à pressão de cabine e a cada abertura da trompa de Eustáquio essa diferença de pressão tendia a zero. Na fase de descida, entretanto, observou-se que a pressão na cavidade timpânica era menor do que na cabine e a diferença de pressão também tendia a zero a cada abertura da trompa de Eustáquio. Além disso, observou-se, também, o efeito da difusão com os gases

dissolvidos na corrente sanguínea. Nos períodos em que a trompa de Eustáquio permanecia colabada, a pressão da cavidade timpânica se aproximava da pressão dos gases na corrente sanguínea. Se não fosse esse efeito, a pressão da cavidade timpânica atingiria o valor da pressão de cabine mais rapidamente durante a fase de cruzeiro, por exemplo.

O primeiro parâmetro analisado foi a resistência ativa da trompa de Eustáquio. O modelo mostrou-se bastante sensível a esse parâmetro, que foi variado entre $1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$ e $23,5 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$. O primeiro valor foi obtido experimentalmente por Cantekin et al. (1979) entre pessoas saudáveis e, segundo os autores, esse valor apresentou pouca variação entre os voluntários. O segundo valor, entretanto, foi obtido no mesmo trabalho experimental entre os voluntários que apresentaram algum histórico de doença da orelha média. Além de esse valor de resistência ativa ser muito elevado, os autores verificaram que existia grande variação entre os voluntários. Podendo-se concluir que podem existir pessoas com valores ainda maiores da resistência ativa da trompa de Eustáquio. A análise paramétrica mostrou que a resistência de $1,2 \text{ kPa}/(\text{cm}^3/\text{s})$ é a que melhor representa o fenômeno físico, pois a cada abertura da trompa de Eustáquio ocorre o equilíbrio de pressão entre a orelha e a nasofaringe.

A complacência da membrana timpânica foi outro parâmetro analisado. A variação deste parâmetro abrange a faixa de $0,01 \text{ cm}^3/\text{kPa}$ a $0,10 \text{ cm}^3/\text{kPa}$. O modelo mostrou-se pouco sensível à variação deste parâmetro, indicando que a escolha do valor deste parâmetro para futuras análises não implicará em variações expressivas dos resultados.

Outro importante parâmetro analisado foi o volume das cavidades mastoideas. Foram considerados volumes variando de $2,5 \text{ cm}^3$ a 30 cm^3 . Nesta faixa de valores, o modelo apresentou maior sensibilidade do que à complacência da membrana timpânica, porém, menor do que à resistência ativa da trompa de Eustáquio. Os resultados das simulações mostraram que, quanto maior o volume de ar das cavidades mastoideas, maior é o acúmulo de pressão desenvolvido na orelha média. Isso ocorre

porque um grande volume diminui o efeito de alívio gerado pela abertura da trompa de Eustáquio.

Os coeficientes de difusão dos gases através da mucosa da orelha média também foram analisados. As análises dos coeficientes de difusão do nitrogênio e do vapor de água mostraram que a variação destes parâmetros não influencia no valor da pressão da orelha média. Já o coeficiente de difusão do oxigênio apresentou pequenas variações da pressão na orelha média. O coeficiente de difusão do gás carbônico foi o que mostrou maior sensibilidade no modelo matemático.

Além das análises paramétricas, foram realizadas simulações com as curvas de pressão obtidas no experimento realizado na câmara de vácuo do IMAE (De Paula; GALIZIA; YANAGIHARA, 2009). Essas simulações mostraram que o modelo está funcionando adequadamente. Porque, a cada abertura da trompa de Eustáquio, a diferença de pressão através da membrana timpânica atingiu valores próximos do limiar de desconforto. Esse limiar de desconforto foi adotado preliminarmente a partir dos resultados experimentais e representa a mediana de menor valor do acúmulo de pressão obtida entre os voluntários do experimento.

O experimento de conforto de pressão, realizado no Mock-up Integrado do CEC, foi como esperado. No total, 49 voluntários participaram do experimento, sendo que 52 eram esperados. Desses 49 voluntários, apenas três tiveram que ser retirados do experimento por não serem capazes de realizar adequadamente as manobras de equalização de pressão. Os voluntários tinham idades variando entre 18 e 75 anos e a distribuição por gênero foi praticamente metade homens (53%) e metade mulheres (47%).

Os resultados mostraram que o valor médio do acúmulo de pressão do voluntário que sentiu desconforto mais rapidamente foi de $1,4 \pm 0,7$ kPa. Dessa forma, a taxa de variação de pressão a partir da qual este voluntário sentirá desconforto é de 19 ± 9 Pa/s, que, em termos de variação de altitude, equivale a 311 ± 147 slfpm. Para

o cálculo da taxa de variação de pressão considerou-se que o intervalo médio entre consecutivas aberturas da trompa de Eustáquio é de 75 segundos.

As análises de dependência mostraram que o acúmulo de pressão que causa desconforto não depende da taxa de variação de pressão, e não depende também do sentido da variação de pressão, ou seja, não há distinção entre uma diferença de pressão positiva e uma diferença de pressão negativa na orelha média.

Os resultados experimentais puderam ser ajustados por um modelo paramétrico de Poisson não-homogêneo, este resultou numa função média cumulativa de desconfortos sentidos em função do acúmulo de pressão desenvolvido. Este ajuste proporcionou a obtenção de equações que calculam a probabilidade de ocorrência de desconforto dado o acúmulo de pressão, com 95% de intervalo de confiança. Nenhum outro trabalho foi encontrado, até o presente momento, que apresente este tipo de análise estatística para a elaboração de critérios de desconforto devido a variação de pressão em aeronaves.

Simulações realizadas com uma curva real de variação de pressão de cabine, com intervalos de 75 s e 120 s entre sucessivas aberturas da trompa de Eustáquio, resultaram em porcentagens de desconforto máximas de 33,5% e 52,4%, respectivamente. Portanto, o modelo desenvolvido, integrado aos resultados experimentais, permite que sejam estimadas as porcentagens de pessoas desconfortáveis para quaisquer curvas de variação de pressão barométrica.

Dessa forma, este trabalho apresentou uma metodologia inédita de avaliação da sensação de desconforto na orelha média humana, por meio de um modelo matemático de alta fidelidade dos processos de transferência de massa na orelha média e por meio de dados experimentais, cuja obtenção consistiu numa sofisticada análise dos dados para a avaliação da percepção de desconforto sentida pelas pessoas.

REFERÊNCIAS

- ARMSTRONG, H. G.; HEIM, J. W. The effect of flight on the middle ear. *Journal of the American Medical Association*, v. 109, n. 6, p. 417–421, 1937.
- ARP1270. Aircraft cabin pressurization control criteria. Society of Automotive Engineers (SAE), 1978; Revisão: 2000.
- BéKESY, G. V. *Experiments in Hearing*. New York: AIP Press, 1960.
- BLUMEN, I. L.; RINNERT, K. L. Altitude physiology and the stresses of flight. *Air Medical Journal*, v. 14, n. 2, p. 87–100, 1995.
- CANTEKIN, E. I. et al. Normal and abnormal middle ear ventilation. *Annals of Otolology, Rhinology and Laryngology*, v. 86, p. 1–15, 1977.
- CANTEKIN, E. I.; DOYLE, W. J.; BLUESTONE, C. D. Comparison of normal eustachian tube function in the rhesus monkey and man. *Annals of Otolology, Rhinology and Laryngology*, v. 91, p. 179–184, 1982.
- CANTEKIN, E. I. et al. Airflow through the eustachian tube. *Annals of Otolology, Rhinology and Laryngology*, v. 88, p. 603–612, 1979.
- CHAN, K. H. et al. Autoinflation of eustachian tube in young children. *The Laryngoscope*, John Wiley & Sons, Inc., v. 97, n. 6, p. 668–674, 1987. ISSN 1531-4995.
- CHENG, T.; DAI, C.; GAN, R. Viscoelastic properties of human tympanic membrane. *Annals of Biomedical Engineering*, Springer Netherlands, v. 35, p. 305–314, 2007. ISSN 0090-6964.
- CLEEVES, V. F.; WATSON, A. C. A method of evaluating cabin pressure transients with regard to effects on the occupants. In: *Proceedings of the Annual Aviation and Space Conference*. Beverly Hills, California: [s.n.], 1968. p. 402–407.
- COSTA, M. F. G. *Estudo Biomecânico do Ouvido Médio*. Tese (Doutorado) — Faculdade de Engenharia. Universidade do Porto, 2008.
- De Paula, L. P.; GALIZIA, M. S.; YANAGIHARA, J. I. *Determinação Experimental das Taxas de Descida e Subida Limites. RT-M15-PR, Projeto Conforto de Cabine*. [S.l.], 2009.
- DECRAEMER, W.; MAES, M.; VANHUYSE, V. An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model. *Journal of Biomechanics*, v. 13, n. 6, p. 463–468, 1980. ISSN 0021-9290.

DIRCKX, J. J. J. Middle ear static pressure: measurement, regulation and effects on middle ear mechanics. In: *MIDDLE EAR MECHANICS IN RESEARCH AND OTOTOLOGY, Proceedings of the 4th International Symposium*. Zurich, Switzerland: [s.n.], 2006. p. 10–20.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. *Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar*. 2a. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2000.

DOYLE, W. J. The mastoid as a functional rate-limiter of middle ear pressure change. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 71, n. 3, p. 393–402, 2007.

FAY, J. et al. Three approaches for estimating the elastic modulus of the tympanic membrane. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 9, p. 1807–1815, 2005. ISSN 0021-9290.

FERRAZINI, M. *Virtual Middle Ear: a dynamic mathematical model based on the finite element method*. Tese (Doutorado) — Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, 2003.

GAIHEDE, M.; FELDING, J. U.; ELBRØND, O. The biomechanical characteristics of the middle ear system measured by a new method. i: Instrumentation. *Acta otolaryngologica*, v. 115, n. 2, p. 408–413, 1995a.

_____. The biomechanical characteristics of the middle ear system measured by a new method. ii: Clinical application and normal material. *Acta otolaryngologica*, v. 115, n. 2, p. 414–421, 1995b.

_____. The biomechanical characteristics of the middle ear system measured by a new method. iii: Comparisons with tympanometric measurements. *Acta otolaryngologica*, v. 115, n. 2, p. 522–527, 1995c.

GROTH, P. et al. The effect of pressure change rate on the eustachian tube function in pressure chamber tests. *Acta Otolaryngologica*, v. 99, p. 67–73, 1985.

HARELL, M. et al. Gas composition of the human nose and nasopharyngeal space. *Acta Otolaryngol (Stockh)*, v. 116, p. 82–84, 1996.

KANICK, S. C.; DOYLE, W. J. Barotrauma during air travel: predictions of a mathematical model. *Journal of Applied Physiology*, 2005.

KIRIKAE, I. *The structure and function of the middle ear*. [S.l.]: Univ. of Tokyo Press, 1960.

MAGNUSON, B. Functions of the mastoid cell system: auto-regulation of temperature and gas pressure. *The Journal of Laryngology & Otology*, v. 117, n. 02, p. 99–103, 2003.

MEEKER, W. Q.; ESCOBAR, L. A. *Statistical Methods for Reliability Data*. [S.l.]: JOHN WILEY & SONS, INC., 1998.

MØLLER, A. R. *Hearing: anatomy, physiology, and disorders of the auditory system*. [S.l.]: Academic Press, 2006. ISBN 9780123725196.

NELSON, W. Graphical analysis of system repair data. *Journal of Quality Technology*, 1988.

NIST/SEMATECH. *e-Handbook of Statistical Methods*. 2012.
<http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>, acessado em 03/09/2012.

PARK, M. S.; YOO, S. H.; LEE, D. Measurement of surface area in human mastoid air cell system. *The Journal of Laryngology & Otology*, v. 114, n. 02, p. 93–96, 2000.

SADÉ, J.; AR, A. Middle ear and auditory tube: middle ear clearance, gas exchange, and pressure regulation. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, v. 116, n. 499–524, 1997.

SPEALMAN, C. R.; CHERRY, B. S. Middle ear perception of pressure and pain in descent from altitude. *Journal of Aviation Medicine*, v. 29, n. 2, p. 106–110, 1958.

SWARTS, J. D.; BLUESTONE, C. D. Eustachian tube function in older children and adults with persistent otitis media. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 67, n. 8, p. 853–859, 2003. ISSN 0165-5876.

WADA, H.; METOKI, T.; KOBAYASHI, T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 92, n. 6, p. 3157–3168, 1992.

WAGGONER, J. N. Human tolerance to changes in aircraft cabin pressurization. *Aerospace Medicine*, p. 299–301, Março 1967.

WILLIAMS, K.; BLAYNEY, A.; LESSER, T. Mode shapes of a damaged and repaired tympanic membrane as analysed by the finite element method. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*, Blackwell Science Ltd, v. 22, n. 2, p. 126–131, 1997. ISSN 1365-2273.

YANAGIHARA, J. I. et al. *Desenvolvimento de Modelos Computacionais para Simulação do Sistema Respiratório e do Sistema Térmico do Corpo Humano. Relatório Final, Projeto Embraer*. [S.l.], 2005.