

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DO SISTEMA AUDITIVO  
HUMANO PARA ANÁLISE DO CONFORTO EM CABINES DE  
AERONAVES

Leonardo Pereira de Paula

São Paulo  
2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DO SISTEMA AUDITIVO  
HUMANO PARA ANÁLISE DO CONFORTO EM CABINES DE  
AERONAVES

Trabalho de formatura apresentado à Escola  
Politécnica da Universidade de São Paulo para  
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Leonardo Pereira de Paula

Orientador: Jurandir Itizo Yanagihara

Área de concentração:  
Engenharia Mecânica

São Paulo  
2007

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

**Paula, Leonardo Pereira de**

**Desenvolvimento de um modelo do sistema auditivo humano para avaliação do conforto em cabines de aeronaves / L.P. de Paula. – São Paulo, 2007.**

**56 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Modelagem matemática 2.Ouvido médio 3.Conforto ambiental 4.Aeronaves I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica III.t.**

## RESUMO

Nos últimos anos tem-se aumentado o interesse em estabelecer as condições de conforto para os passageiros no interior das cabines de aeronaves. O comportamento da pressão de cabine tem um importante efeito na sensação de conforto no interior das mesmas. A pressão de cabine varia durante os diversos estágios de vôo, principalmente na decolagem e no pouso. As variações da pressão afetam fisiologicamente o corpo humano de diversas formas, causando sensação de desconforto, estresse e dor para as pessoas localizadas no interior das aeronaves. Uma dessas formas é pela diferença de pressão entre os dois lados da membrana timpânica, que provoca uma deformação da membrana timpânica provocando uma sensação de desconforto.

Este trabalho tem o objetivo de desenvolver um modelo matemático que descreva o comportamento da membrana timpânica mediante as variações de pressão que ocorrem no interior de aeronaves.

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica para se obter dados sobre a anatomia e a fisiologia do ouvido humano e parâmetros necessários para o desenvolvimento do modelo.

O modelo matemático proposto considera a cavidade timpânica como sendo uma cavidade de ar separada do meio externo pela membrana timpânica e pela trompa de Eustáquio. A membrana timpânica foi modelada como uma placa rígida de massa desprezível conectada a uma mola linear. A trompa de Eustáquio foi modelada como um tubo cuja resistência ao escoamento de ar é variável como em uma válvula. Este modelo foi equacionado e implementado num programa em linguagem C++ utilizando-se o método numérico de Runge-Kutta de 4ª ordem.

Análises paramétricas foram realizadas em situações de vôos reais e fictícias. Esta análise foi necessária pois foi verificado que existem grandes variações dos valores dos parâmetros na literatura. Além disso, uma mesma pessoa pode apresentar variações nos parâmetros dependendo da sua condição física. Os gráficos de deformação da membrana timpânica mostraram que pessoas com maiores resistências hidráulicas da trompa de Eustáquio, ou seja, pessoas com a trompa obstruída, sofrem maiores deformações em suas membranas timpânicas. O mesmo ocorre para pessoas cuja frequência de abertura da trompa de Eustáquio é menor. As análises com curvas reais de

pressão mostraram que as taxas de variação de pressão empregadas afetam a magnitude da deformação da membrana timpânica; taxas maiores implicam em deformações maiores.

O modelo desenvolvido permite uma correta avaliação dos efeitos provocados na membrana timpânica pela variação da pressão externa.

## ABSTRACT

In recent years the interest in establishing the conditions of comfort for the passengers in the interior of the aircraft cabins has increased. The cabin pressure variations have an important effect in the comfort sensation inside the cabins. The cabin pressure varies during the periods of flight, mainly in take off and landing stages. These pressure changes physiologically affect the human body in many ways, causing the sensation of discomfort, stress and pain in people located inside the aircraft. One way for the pressure variations to cause discomfort is by the pressure difference between the two sides of the tympanic membrane. This pressure difference causes the deformation of the tympanic membrane causing discomfort.

The present work aims to develop a mathematic model that describes the tympanic membrane behavior according to the cabin pressure changes.

A bibliographic research was conducted to obtain human ear anatomic and physiologic data and parameters needed for the model development.

The proposed mathematic model considers the tympanic cavity as an air cavity separated from the outside by the tympanic membrane and the Eustachian tube. The tympanic membrane was modeled as a rigid plate with no mass connected to a linear spring. The Eustachian tube was modeled as a tube with variable air flow resistance. This model was developed in a C++ language program using the numeric method of Runge-Kutta of fourth order.

Parametric analyses were made in real and non-real flight conditions. This analysis was necessary because it was found that there are wide variations of the values of the parameters in the literature. Besides, one can have different values of parameters depending on its health conditions. The graphics of the tympanic membrane deformation showed that people with higher air flow resistance in the Eustachian tube suffer greater deformation in their tympanic membrane. The same happens to those whose Eustachian tube opening frequency is lower. Analyses with real cabin pressure curves showed that pressure changes rates employed affect the magnitude of the tympanic membrane deformation, higher rates means higher tympanic membrane deformation.

The model allows an adequate evaluation of the effects of the cabin pressure change on the tympanic membrane.

# SUMÁRIO

## LISTA DE FIGURAS

## LISTA DE TABELAS

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>3</b>
2.1	O OUVIDO HUMANO.....	3
2.2	MECANISMOS DE TROCA GASOSA .....	8
2.3	MODELO MATEMÁTICO .....	14
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>16</b>
<b>4</b>	<b>ANÁLISE PARAMÉTRICA DO MODELO.....</b>	<b>21</b>
4.1	EFEITO DA RESISTÊNCIA HIDRÁULICA DA TROMPA DE EUSTÁQUIO E DO TEMPO DE ABERTURA	22
4.2	EFEITO DO PERÍODO EM QUE A TROMPA DE EUSTÁQUIO PERMANECE FECHADA .....	30
4.3	EFEITO DA CONSTANTE DE DEFORMAÇÃO ELÁSTICA DA MEMBRANA TIMPÂNICA .....	32
4.4	SIMULAÇÃO COM A TROMPA DE EUSTÁQUIO OBSTRUÍDA .....	34
<b>5</b>	<b>ANÁLISE DE CURVAS REAIS DE PRESSÃO .....</b>	<b>37</b>
5.1	ANÁLISE DA PRIMEIRA CURVA DE PRESSÃO .....	37
5.2	ANÁLISE DA SEGUNDA CURVA DE PRESSÃO .....	40
5.3	ANÁLISE PARAMÉTRICA DE CONDIÇÃO REAL DE VÔO .....	42
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>54</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>56</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Anatomia do ouvido humano .....	3
Figura 2.2: Membrana timpânica retirada de um dos cadáveres, e foto do esquema do ensaio uniaxial realizado por Cheng; Dai; Gan (2007).....	7
Figura 2.3: Esquema dos mecanismos de troca gasosa da cavidade timpânica (Kanick e Doyle, 2005). .....	9
Figura 2.4: Seção transversal da parte anterior da trompa de Eustáquio (Sadé e Ar, 1997).....	10
Figura 3.1: Modelo simplificado do ouvido médio .....	16
Figura 4.1: Deformação do tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.....	23
Figura 4.2: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s. ....	24
Figura 4.3: Deformação do tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.....	25
Figura 4.4: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s. ....	26
Figura 4.5: Deformação do tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.....	27
Figura 4.6: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.....	28
Figura 4.7: Deformação do tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.....	28
Figura 4.8: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.....	29
Figura 4.9: Deformação do tímpano para diferentes valores elevados de $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.....	30
Figura 4.10: Deformação do tímpano para diferentes períodos de fechamento da trompa de Eustáquio (120, 90, 75 e 60 s).....	31
Figura 4.11: Diferença de pressão no tímpano para diferentes períodos de fechamento da trompa de Eustáquio (120, 90, 75 e 60 s).....	32
Figura 4.12: Deformação do tímpano para diferentes valores de $K$ . ....	33
Figura 4.13: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de $K$ . ....	33
Figura 4.14: Deformação do tímpano para diferentes valores de $K$ com a trompa de Eustáquio obstruída.....	35
Figura 5.1: Pressão na cabine obtida no interior de aeronave da EMBRAER. ....	37

Figura 5.2: Deformação do tímpano para condição real de vôo da figura 5.1.....	38
Figura 5.3: Diferença de pressão no tímpano para condição real de vôo da figura 5.1..	39
Figura 5.4: Pressão de cabine obtida no interior de aeronave da EMBRAER. ....	40
Figura 5.5: Deformação do tímpano para a condição real de vôo da figura 5.4.....	41
Figura 5.6: Diferença de pressão no tímpano para a condição real de vôo da figura 5.4. .....	42
Figura 5.7: Deformação da membrana timpânica relativa à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio. ....	43
Figura 5.8: Diferença de pressão no tímpano relativa à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio. ....	44
Figura 5.9: Deformação da membrana timpânica relativa à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio. ....	44
Figura 5.10: Diferença de pressão no tímpano relativa à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio. ....	45
Figura 5.11: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores de Rva. ....	46
Figura 5.12: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores de Rva. ....	46
Figura 5.13: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores de Rva. ....	47
Figura 5.14: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores de Rva. ....	47
Figura 5.15: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.....	48
Figura 5.16: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.....	49
Figura 5.17: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.....	49
Figura 5.18: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.....	50
Figura 5.19: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica. .....	51
Figura 5.20: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica. .	51
Figura 5.21: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica. .....	52

Figura 5.22: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura. 5.4 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica. . 52

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Módulos de elasticidade da membrana timpânica (Fay et al., 2005).....	6
Tabela 2.2: tensão de ruptura e taxa de deformação de ruptura para os 11 corpos de prova. ....	8
Tabela 2.3: Pressões parciais e totais no ar, sangue e no interior do ouvido médio ao nível do mar (Sadé e Ar, 1997).....	13
Tabela 2.4: Valores médios dos parâmetros do modelo de um ouvido médio “normal” utilizados na simulação (Kanick e Doyle, 2005) .....	15
Tabela 4.1: Faixas de valores dos parâmetros utilizados nas simulações e análises paramétricas. ....	21
Tabela 4.2: Valores dos parâmetros utilizados nas simulações e análises paramétricas.	22

# 1 INTRODUÇÃO

A pressão de cabine tem um importante efeito na sensação de conforto em aeronaves. Um primeiro aspecto refere-se à taxa de variação da pressão durante o processo de subida ou descida das aeronaves. Um segundo aspecto refere-se ao efeito da diminuição da pressão barométrica no interior da aeronave, que apesar da pressurização, é mantida a valores menores que ao nível do mar. O primeiro aspecto refere-se principalmente às diferenças de pressão que aparecem em alguns tecidos fisiológicos, por exemplo, na membrana timpânica. O segundo aspecto está relacionado à uma alteração da composição do ar, ou seja, das pressões parciais dos gases presentes no ar, causando dificuldades respiratórias em algumas pessoas.

A taxa de variação da pressão de cabine influi no conforto através da sensação de compressão nos ouvidos. Uma vez que o ouvido humano é muito sensível a variações de pressão, a taxa de variação da pressão de cabine deve ser controlada. Pequenas variações de pressão não causam desconforto, porém, maiores amplitudes podem causar desconforto conforme a taxa de variação da pressão. Sabe-se através de dados experimentais obtidos em câmaras de descompressão, que a variação de pressão mínima perceptível pelo ouvido humano é de 0,132 psi (0,91 kPa ou 6,8 mmHg). Isto é equivalente a uma variação de altitude ao nível do mar de 250 ft (76 m). A taxa de variação da pressão de cabine é expressa em termos de psi/min (kPa/min) ou em termos de pressão de cabine equivalente, pés/min ao nível do mar, cuja sigla é slfpm (sea level feet per minute) ou slmpm (sea level meter per minute). As taxas adequadas para uma condição de conforto são 500 slfpm (152 slmpm) para uma taxa de pressão decrescente (altitude crescente), e 300 slfpm (91 slmpm) para uma taxa de pressão crescente (altitude decrescente), conforme ASHRAE Standard 161 (2004).

O órgão da audição humano é essencialmente uma cavidade fechada preenchida de ar que é capaz de equalizar variações de pressão de diversas maneiras, sendo a mais importante a abertura da trompa de Eustáquio, um conduto que comunica a cavidade timpânica com a nasofaringe e que permanece a maior parte do tempo fechado devido a

pressão exercida por tecidos externos a ele. A justificativa fisiológica para a diferença de sensação nas taxas de compressão e de decompressão está no fato de que a trompa de Eustáquio abre passivamente dependendo da diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe. A diferença de pressão necessária para a abertura da trompa de Eustáquio no caso da decompressão é menor do que a diferença de pressão necessária para o caso da compressão. Isso ocorre por causa da geometria da trompa de Eustáquio. Além disso, a trompa de Eustáquio abre involuntariamente a cada 60 a 75 s através da contração do músculo tensor do véu palatino, que está em contato com a superfície externa da trompa. A trompa de Eustáquio pode ser aberta voluntariamente através de movimentos da mandíbula, como o ato de engolir, e também, pela manobra de Valsalva, a qual consiste numa expiração forçada com o nariz e boca fechados. A manobra de Valsalva aumenta repentinamente a pressão na nasofaringe, de forma que a diferença de pressão entre a nasofaringe e a cavidade timpânica é maior que a pressão exercida pelos tecidos externos à trompa de Eustáquio. Assim, a trompa abre e há fluxo de ar para dentro da cavidade timpânica.

Passageiros de vôos comerciais incluem pessoas que não são capazes de realizar a compensação do ouvido médio no processo de descida, no caso: passageiros dormindo, crianças, passageiros com infecção das vias aéreas superiores (IVAS) no caso: quadro gripal, sinusites e otites.

Notou-se que as taxas normalmente empregadas para limites de compressão ou decompressão, diferem de resultados observados no dia a dia das viagens em aeronaves. Desta forma, surgiu a necessidade de uma reavaliação dos valores normalmente empregados.

Neste trabalho propôs-se um modelo matemático para a avaliação do comportamento do sistema auditivo humano mediante as variações de pressão na cabine da aeronave. Com este modelo pretende-se relacionar os deslocamentos sofridos pela membrana timpânica com diferentes condições fisiológicas e, também, utilizar este modelo com curvas reais de pressão obtidas durante a realização de vôos.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo contém o resultado do levantamento da literatura sobre os principais aspectos da fisiologia e anatomia do ouvido humano. Além disso, alguns dos trabalhos encontrados tratam dos mecanismos de troca gasosa do ouvido médio que servem como mecanismos de alívio da deformação da membrana timpânica.

Inicialmente, serão tratadas a anatomia e fisiologia do ouvido humano, depois os mecanismos de troca gasosa do ouvido médio e, por último, alguns modelos matemáticos encontrados na literatura.

### 2.1 O ouvido humano

O ouvido humano é basicamente dividido em três partes: o ouvido (ou orelha) externo, médio e interno (Dângelo e Fattini, 2000) (figura 2.1).

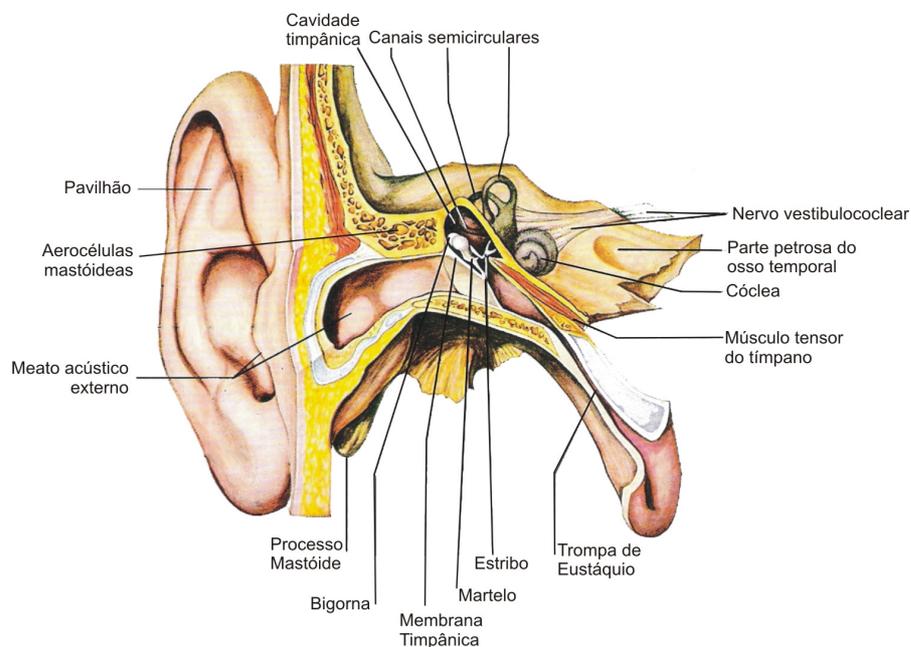


Figura 2.1: Anatomia do ouvido humano

O ouvido externo é composto pelo pavilhão e pelo meato acústico externo cuja função é conduzir as ondas sonoras captadas pelo pavilhão até a membrana timpânica.

O ouvido médio consiste de duas cavidades de ar fisicamente conectadas, mas fisiologicamente separadas. A cavidade anterior, denominada de cavidade timpânica, é a parte do ouvido médio que contém os ossículos do ouvido, a saber, o martelo, a bigorna e o estribo. Além disso, essa cavidade é a que faz a conexão entre os diversos sistemas do ouvido humano (membrana timpânica, trompa de Eustáquio, ouvido interno e a cavidade das aerocélulas mastóideas). A segunda cavidade do ouvido médio é a cavidade do osso mastóideo que é composta de numerosas células de ar denominadas de aerocélulas mastóideas (Kanick e Doyle, 2005). Essas aerocélulas são espaços de ar interligados presentes no osso mastóideo, que é um osso poroso (ver figura 2.1).

A parede anterior da cavidade timpânica comunica-se com a nasofaringe por meio da trompa de Eustáquio. A nasofaringe, por sua vez, faz a conexão com o meio externo através da boca e do nariz. A parte posterior da trompa de Eustáquio (parte óssea) é contínua com a cavidade timpânica, sendo que o seu volume pode ser adicionado ao volume da cavidade timpânica. A parede lateral da cavidade timpânica inclui a membrana timpânica que faz a separação direta entre o meio externo e a cavidade timpânica. A parede média inclui a membrana que se conecta com o ouvido interno e a parede posterior conecta a cavidade timpânica com o osso que contém as aerocélulas mastóideas.

O ouvido interno é constituído pela cóclea e canais semicirculares que são os responsáveis pela conversão dos sinais mecânicos sonoros captados pelo ouvido externo e transmitidos pelo ouvido médio em impulsos nervosos enviados ao cérebro (Dângelo e Fattini, 2000). Aparentemente, o ouvido interno não influencia na variação da pressão da cavidade timpânica. Dessa forma, o seu estudo não faz parte do escopo deste trabalho.

O ouvido médio, portanto, é a parte do sistema auditivo humano de maior interesse para o desenvolvimento deste trabalho. Entretanto, deve-se mencionar que o

estudo da transmissão sonora através do ouvido médio não faz parte do escopo deste trabalho, apesar de que a deformação do tímpano afeta a capacidade auditiva das pessoas.

### **2.1.1 A membrana timpânica**

A membrana timpânica é a membrana que separa a cavidade timpânica do meio externo e, portanto, é a estrutura mais afetada pelas variações de pressão no ambiente externo à cavidade timpânica. Por essa razão, a membrana timpânica é o indicador de desconforto e de dor que se pretende modelar. Para tanto, se fez necessário um estudo sobre as propriedades e características da membrana timpânica para que o modelo matemático fosse desenvolvido.

Segundo Fay et al. (2005), a membrana timpânica dos mamíferos é composta de uma série de camadas. Duas dessas camadas contêm fibras de colágeno. Em algumas das camadas a direção das fibras segue um padrão radial, enquanto que nas camadas adjacentes a direção das fibras é circunferencial.

Segundo 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 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 mm foi de 0,04 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 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 vs. frequência com os dados obtidos para um modelo composto de cascas da membrana timpânica. O módulo de elasticidade por eles obtido foi de 0,03-0,09 GPa para um modelo isotrópico de membrana timpânica e 0,01-0,4 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 2.1 abaixo.

Tabela 2.1: Módulos de elasticidade da membrana timpânica (Fay et al., 2005)

Fonte	Békésy (1960)	Kirikae (1960)	Decraemer et al. (1980)	Fay et al. (2005)	Wada e Metoki (1992)	Williams et al. (1997)	Ferrazzini (2003)
Tipo	Exp.	Exp.	Exp.	Modelo	Modelo	Modelo	Modelo
Intervalo (GPa)	0,14–1,40	0,1–0,27	0,06–0,16	0,26–1,02	0,032	0,01–2,00	0,001–0,004

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 “frescos” (até 5 dias após o falecimento) e tinham de 51 a 92 anos de idade. A figura 2.2 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.

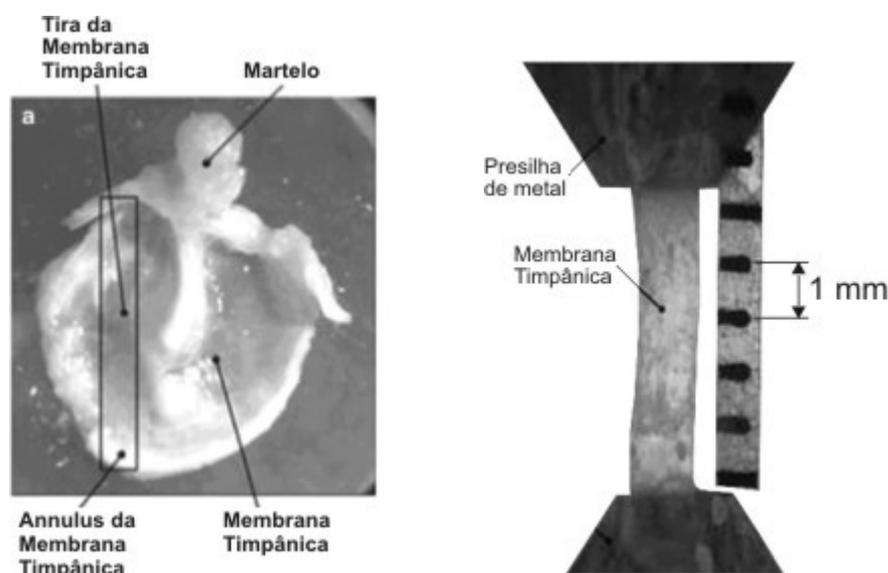


Figura 2.2: Membrana timpânica retirada de um dos cadáveres, e foto do esquema do ensaio uniaxial realizado por Cheng; Dai; Gan (2007).

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 2.2.

Tabela 2.2: tensão de ruptura e taxa de deformação de ruptura para os 11 corpos de prova.

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

Verificou-se, portanto, que os valores obtidos para o módulo de elasticidade da membrana timpânica variam muito de autor para autor. Assim, conclui-se que este parâmetro não deve ser um bom parâmetro para se utilizar no modelo, entretanto, pode-se concluir, também, que a membrana timpânica apresenta um comportamento elástico linear, podendo ser facilmente modelada por uma mola de constante de deformação elástica.

## **2.2 Mecanismos de troca gasosa**

A regulação da pressão da cavidade timpânica pode ser efetuada por alguns mecanismos de troca gasosa que ocorrem no ouvido médio. Esses mecanismos podem ou não ser considerados no modelo matemático dependendo do grau de importância de cada um deles.

O principal mecanismo de troca gasosa da cavidade timpânica é pela trompa de Eustáquio, que conecta a membrana timpânica com a nasofaringe. Quando a trompa de Eustáquio abre, permite a equalização das pressões entre a cavidade timpânica e a nasofaringe. O sangue venoso que circula ao redor da cavidade timpânica é um outro mecanismo de troca gasosa. A troca gasosa ocorre devido à diferença de pressões parciais dos gases no interior da cavidade timpânica e no sangue venoso. O terceiro mecanismo de troca gasosa da cavidade timpânica é com o osso mastóideo, ou melhor, com as aerocélulas mastóideas, que tem o importante papel de ser um compensador de pressão para a cavidade timpânica. A figura 2.3 mostrada a seguir, extraída do artigo de

Kanick e Doyle (2005), representa um esquema dos mecanismos de troca gasosa da cavidade timpânica com os demais meios.

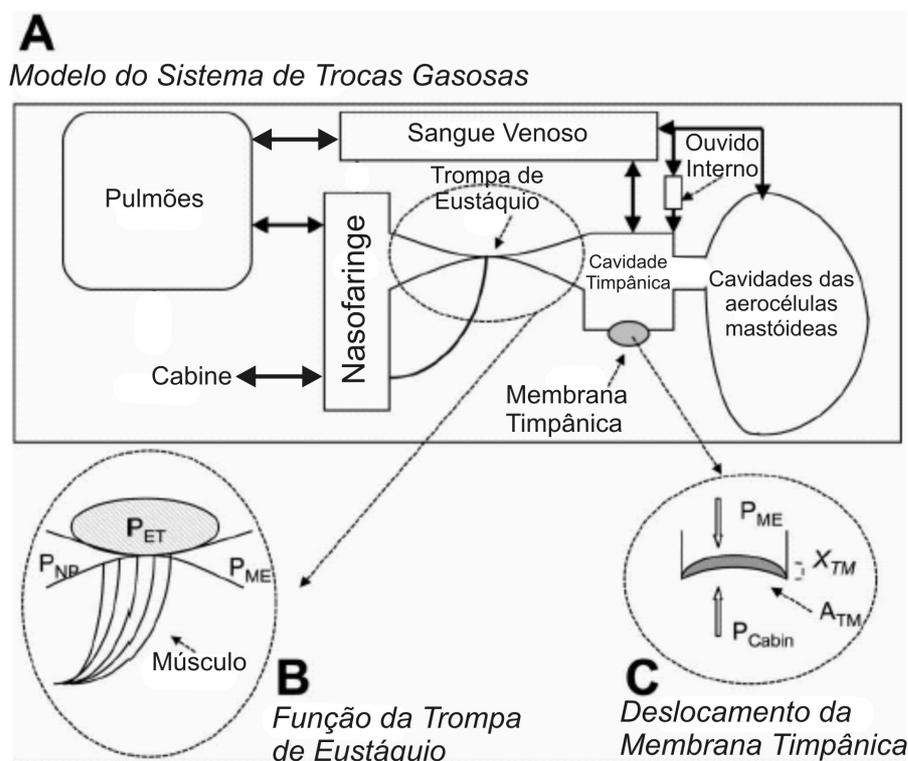


Figura 2.3: Esquema dos mecanismos de troca gasosa da cavidade timpânica (Kanick e Doyle, 2005).

No esquema da figura 2.3 podem ser vistos os principais mecanismos de troca gasosa da cavidade timpânica. Note que a trompa de Eustáquio permanece num estado natural bloqueada, pois existe uma pressão exercida por um músculo que a mantém bloqueada. No entanto, periodicamente este músculo é contraído aliviando a compressão e desbloqueando a trompa de Eustáquio.

### 2.2.1 Troca gasosa com a nasofaringe

A troca gasosa da cavidade timpânica com a nasofaringe, conhecida por ventilação, ocorre por meio da abertura da trompa de Eustáquio (tuba auditiva).

De acordo com a norma da SAE de critérios de controle da pressurização de cabine de aviões ARP1270 (2000), a parte óssea da trompa de Eustáquio, próxima à cavidade timpânica, é normalmente aberta por ser uma estrutura rígida. Já a parte da trompa de Eustáquio próxima da nasofaringe é normalmente fechada, pois é formada por cartilagem, músculos e outros tecidos que possibilitam o fechamento (ou o bloqueio) da mesma (Sadé e Ar, 1997) (figura 2.4).

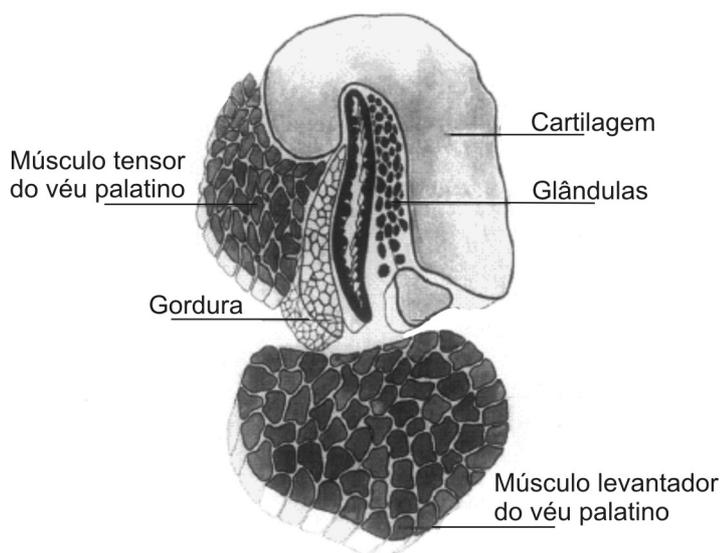


Figura 2.4: Seção transversal da parte anterior da trompa de Eustáquio (Sadé e Ar, 1997)

A principal via de acesso do ar da cavidade timpânica para o meio externo é a trompa de Eustáquio (Kanick e Doyle, 2005). Apesar de a trompa de Eustáquio ser normalmente fechada, ela abre periodicamente e involuntariamente por 0,2 a 0,25 segundos a cada 1 a 2 minutos (Kanick e Doyle, 2005; Sadé e Ar, 1997). Portanto, durante o período em que ela estiver fechada, a pressão barométrica no interior da cavidade timpânica não poderá ser equilibrada com a pressão barométrica externa ao ouvido por meio da trompa. Dessa forma, quando a pressão externa ao ouvido variar, como acontece em cabines de aviões, existirá uma diferença de pressão entre os dois lados da membrana timpânica. Essa diferença de pressão provocará uma deformação da membrana timpânica e essa deformação, dependendo da magnitude, poderá causar

sensação de desconforto e até dor para a pessoa. Devido a isso, a trompa de Eustáquio deve ser analisada e dados sobre ela devem ser levantados, para que se possa desenvolver um modelo coerente para o sistema auditivo humano sob o aspecto da regulação da pressão.

Segundo Sadé e Ar (1997), o comprimento da trompa de Eustáquio mede de 3 a 4 cm e é constituída de duas estrutura cônicas conectadas por um estreito anel, o isthmus, que tendo de 1 a 2 mm de comprimento e de 0,6 a 1,2 mm de diâmetro, representa uma perda de carga para o escoamento de ar através da trompa de Eustáquio.

Existem diversas razões que podem provocar a abertura da trompa de Eustáquio. Por isso, essa abertura pode ser classificada como sendo ativa ou passiva.

A abertura da trompa de Eustáquio é considerada passiva se houver uma diferença de pressão entre a cavidade do tímpano e a nasofaringe, ou seja, entre os extremos da trompa, suficientemente grande para forçar a abertura da trompa 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. 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 da trompa é em torno de 3,4 kPa. Na situação contrária, a diferença de pressão necessária é em torno de 5,9 kPa (Blumen e Rinnert, 1995; Kanick e 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 timpânica tende a ser cada vez maior do que a pressão na cabine e, conseqüentemente, na nasofaringe. Quando essa diferença atinge o valor limite, então, a trompa de Eustáquio abre passivamente. Durante o estágio de descida e pouso da aeronave, ocorre a situação inversa e, neste caso, a diferença de pressão necessária para abria a trompa de Eustáquio é maior. Quando essa pressão é atingida a trompa é aberta passivamente. Portanto, as taxas de variação da pressão nos estágios de subida e descida das aeronaves devem ser diferentes, sendo menores nos casos de descida.

A trompa de Eustáquio abre ativamente quando o músculo que a comprime sofre uma contração. Esse músculo é o levantador do véu palatino. A contração deste músculo pode ocorrer de forma involuntária ou de forma provocada pela pessoa. A contração involuntária do músculo ocorre periodicamente a cada 60 a 120 segundos por cerca de 0,20 a 0,25 segundos (Kanick e Doyle, 2005; Sadé e Ar, 1997). A contração voluntária do músculo pode ser obtida através de alguns movimentos da mandíbula, sendo o movimento de Valsalva um deles (Kanick e Doyle, 2005).

Portanto, a trompa de Eustáquio é um órgão que apresenta um importante papel no equilíbrio da pressão da cavidade timpânica.

### **2.2.2 Troca gasosa com o sangue**

O sangue entra em contato com a cavidade timpânica através da mucosa do ouvido médio que contém os capilares que possibilitam a troca gasosa. A troca gasosa de um meio para o outro ocorre pelo processo de difusão dos gases, pois as pressões parciais dos gases são diferentes no interior da cavidade timpânica e no sangue. Sadé e Ar (1997) detalham bem esse mecanismo de troca gasosa e apresentam uma tabela, reproduzida a seguir (tabela 2.3), com os valores das pressões parciais e totais dos gases em diferentes meios. O sangue venoso misturado, apresentado na tabela, é um modelo do sangue que passa através de todo o corpo, ou seja, a composição deste sangue consiste numa média das composições do sangue em diferentes regiões. Assim, este modelo é uma aproximação da real composição do sangue que circunda a cavidade timpânica.

Tabela 2.3: Pressões parciais e totais no ar, sangue e no interior do ouvido médio ao nível do mar (Sadé e Ar, 1997)

	Ar saturado (37°C)		Alveolar		Arterial		Sangue venoso misturado		Ouvido médio*	
	mmHg	kPa	mmHg	kPa	mmHg	kPa	mmHg	kPa	mmHg	kPa
PO <sub>2</sub>	150	20,0	102	13,6	93	12,4	38	5,1	40	5,3
PCO <sub>2</sub>	0	0	39	5,2	39	5,2	44	5,9	50	6,7
PH <sub>2</sub> O	47	6,3	47	6,3	47	6,3	47	6,3	47	6,3
PN <sub>2</sub> **	563	75,1	572	76,3	575	76,7	575	5,9	623	83,1
P <sub>total</sub>	760	101,3	760	101,3	754	100,5	704	93,9	760	101,3

\* Valores médios de múltiplas medidas

\*\* N<sub>2</sub> e outros gases inertes

Nota-se que a pressão parcial do O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub> e do vapor d'água são muito próximos entre o ouvido médio e o sangue venoso misturado, podendo-se dizer que estão em equilíbrio, o que não é verdade para o N<sub>2</sub>. Isso acontece porque a difusão do N<sub>2</sub> é muito lenta através dos capilares do sangue (Sadé e Ar, 1997).

Como a pressão parcial do N<sub>2</sub> no ouvido médio é bastante superior à pressão parcial do N<sub>2</sub> no sangue, ocorre a difusão do N<sub>2</sub> para o sangue reduzindo a pressão total na cavidade timpânica. Essa redução da pressão total no interior da cavidade timpânica precisa ser aliviada de algum modo, sendo que a maneira natural de isso acontecer é pela abertura da trompa de Eustáquio. Em alguns casos as pessoas têm a sua trompa de Eustáquio obstruídas por muco e, como consequência, a pressão no interior da cavidade timpânica não pode ser aliviada naturalmente. Nestes casos a membrana timpânica pode sofrer ruptura ou um pequeno tubo pode ser cirurgicamente colocado através da membrana timpânica.

### 2.2.3 Troca gasosa com o osso mastóideo

Segundo Sadé e Ar (1997) o volume da cavidade timpânica varia de 0,5 a 0,6 ml aproximadamente nos seres humanos. Por outro lado, o volume das cavidades do osso

mastóideo apresenta uma variação muito grande de pessoa para pessoa sendo de menos de 1 ml a até 30 ml.

As cavidades do osso mastóideo são denominadas de aerocélulas mastóideas. A função destas cavidades não está totalmente definida entre os diversos autores. Para alguns, essas cavidades têm a função de serem compensadores de pressão do ouvido médio, pois apresentam grande volume e elevada área de troca gasosa com a corrente sanguínea (Kanick e Doyle, 2005; Sadé e Ar, 1997). Para outros, as aerocélulas mastóideas têm a função também de proteger o ouvido interno de oscilações da temperatura externa (Magnuson, 2003). Outro autor, ainda, afirma que essas aerocélulas têm a função de limitar a taxa de variação da pressão no ouvido médio (Doyle, 2007). Portanto, considerando que as aerocélulas sejam um compensador de pressão, verificasse que pessoas que apresentam maior volume dessas cavidades são mais resistentes às doenças no ouvido médio relacionadas à variação da pressão, enquanto que pessoas com menor volume sofrem bastante com doenças dessa natureza.

### **2.3 Modelo matemático**

Kanick e Doyle (2005) propuseram um modelo matemático da regulação de pressão no ouvido médio com o fim de prever as causas do barotrauma em passageiros de aviões. Barotrauma (barotite média ou aerotite) é uma lesão no ouvido médio causada por uma pressão desigual de ar em cada um dos lados do tímpano (Manual Merck).

O modelo matemático proposto por Kanick e Doyle (2005) considera a troca gasosa do ouvido médio com a nasofaringe pela trompa de Eustáquio e a troca com o sangue venoso através da mucosa.

Para o caso da troca gasosa com a nasofaringe pela trompa de Eustáquio os autores consideraram que a trompa de Eustáquio abre passivamente no processo de

subida da aeronave a cada diferença de pressão de 350 mmHg entre o ouvido médio e a nasofaringe, e no processo de descida a cada 600 mmHg.

Os dados utilizados no modelo de Kanick e Doyle (2005) foram extraídos de diversas literaturas e reunidos por eles em uma tabela mostrada a seguir.

Tabela 2.4: Valores médios dos parâmetros do modelo de um ouvido médio “normal” utilizados na simulação (Kanick e Doyle, 2005)

Parâmetro	Descrição	Valor	Unidade
$V_{ME}$	Volume do ouvido médio	8,75	ml
$\Delta V_{max}$	Volume máximo deslocado pela membrana timpânica	0,025	ml
$A_{TM}$	Superfície da membrana timpânica	0,6	cm <sup>2</sup>
$K_{TM}$	Coefficiente de rigidez da membrana timpânica	179	mmH <sub>2</sub> O/ml
$Sr$	Taxa de abertura da trompa de Eustáquio	5,2	aberturas/h
$R_A$	Resistência hidráulica da trompa de Eustáquio	2	mmHg.ml <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup>
$T_A$	Duração da abertura da trompa de Eustáquio	0,25	s
$P_{ME-ET}$	Pressão no ouvido médio de abertura da trompa de Eustáquio	350	mmH <sub>2</sub> O
$P_{NP-ET}$	Pressão na nasofaringe de abertura da trompa de Eustáquio	600	mmH <sub>2</sub> O
$P^C$	Pressão de fechamento	100	mmH <sub>2</sub> O

### 3 METODOLOGIA

Este capítulo trata da metodologia utilizada para o desenvolvimento do modelo. Foi proposto um modelo simplificado e, em seguida, realizou-se o equacionamento do modelo proposto. Por fim, desenvolveu-se um programa em linguagem C++ que resolve a equação obtida através do método numérico de Runge-Kutta de 4ª ordem.

Inicialmente fez-se uma modelagem que consiste numa análise concentrada, sendo o ouvido médio modelado por um reservatório de ar de volume  $V$ , o qual se comunica com o meio externo através de um tubo com resistência hidráulica  $R_v$  (figura 3.1). A trompa de Eustáquio representada pela resistência  $R_v$  é normalmente fechada e abre com certa frequência. Dessa forma, essa resistência deve ser uma função pulso de determinada frequência e magnitude. A membrana timpânica será modelada como uma membrana flexível com módulo de elasticidade  $K$ . Os valores dessas constantes serão obtidos da literatura especializada. Através deste modelo, pretende-se determinar relações entre a deformação da membrana timpânica, provocada pelas diferenças de pressão, e a sensação de desconforto/dor.

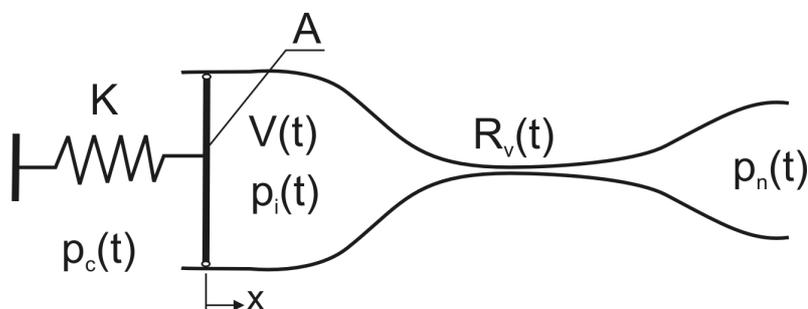


Figura 3.1: Modelo simplificado do ouvido médio

O equacionamento deste modelo deve ser desenvolvido de forma a obter a deformação da membrana timpânica ( $x$ ) em função da pressão da cabine ( $p_c$ ), a taxa de variação de pressão da cabine ( $dp_c/dt$ ) e da resistência ao escoamento de ar da trompa de Eustáquio ( $R_v$ ).

A conservação da massa diz que a taxa de variação da massa no interior da cavidade timpânica é igual ao fluxo de massa através da trompa de Eustáquio, ou seja,

$$\rho(t) \cdot q(t) = \frac{dm(t)}{dt} \quad (3.1)$$

onde,

$\rho$  – massa específica do ar, [kg/m<sup>3</sup>];

$q$  – vazão volumétrica de ar através da trompa de Eustáquio, [m<sup>3</sup>/s];

$m$  – massa de ar dentro da cavidade do tímpano, [kg].

A vazão de ar relaciona-se com a diferença de pressão dentro e fora da cavidade timpânica e com a resistência hidráulica do tímpano através da seguinte equação:

$$q(t) = \frac{\Delta p(t)}{R_v(t)} = \frac{p_n(t) - p_i(t)}{R_v(t)} \quad (3.2)$$

onde,

$p_i$  – pressão dentro da cavidade do tímpano, [Pa];

$p_n$  – pressão na nasofaringe, [Pa];

$R_v$  – resistência hidráulica da trompa de Eustáquio, [Pa.s/m<sup>3</sup>].

Substituindo a equação 3.2 na equação 3.1 obtém-se que:

$$\frac{dm(t)}{dt} = \rho(t) \cdot \frac{p_n(t) - p_i(t)}{R_v(t)} = \frac{m(t)}{V(t)} \cdot \frac{(p_n(t) - p_i(t))}{R_v(t)} \quad (3.3)$$

Onde,

$V$  – volume de ar dentro da cavidade do tímpano, [m<sup>3</sup>];

Uma quarta equação é obtida considerando o comportamento do ar como o de gás perfeito. Assim, a equação de estado do ar é:

$$m(t) = \frac{p_i(t)V(t)}{RT_i} \quad (3.4)$$

onde,

$R$  – constante do ar, [kJ/kg.K];

$T_i$  – temperatura do ar, [K].

Substituindo a equação 3.4 na 3.3, obtém-se,

$$\frac{p_i(t)}{RT_i} \cdot \frac{(p_n(t) - p_i(t))}{R_v(t)} = \frac{d}{dt} \left( \frac{p_i(t) \cdot V(t)}{RT_i} \right) = \frac{1}{RT_i} \left( V(t) \cdot \frac{dp_i(t)}{dt} + p_i(t) \cdot \frac{dV(t)}{dt} \right) \quad (3.5)$$

O volume pode ser escrito da seguinte forma,

$$V(t) = V_0 - A(x(t) - x_0) \quad (3.6)$$

$$dV(t) = -A dx(t) \quad (3.7)$$

onde,

$A$  – superfície do tímpano que se deforma, [m<sup>2</sup>];

$x$  – deformação do tímpano, [m].

Fazendo-se o equilíbrio de força entre as faces do tímpano obtém-se,

$$p_i(t)A - p_c(t)A = -K(x(t) - x_0)$$

portanto,

$$p_i(t) = p_c(t) - \frac{K}{A}(x(t) - x_0) \quad (3.8)$$

e

$$dp_i(t) = dp_c(t) - \frac{K}{A} dx(t) \quad (3.9)$$

Substituindo as equações 3.6, 3.7, 3.8 e 3.9 na (5) e, considerando que  $p_n(t) = p_c(t)$ , chega-se à seguinte equação diferencial:

$$\frac{dx(t)}{dt} = \frac{\frac{K}{A \cdot R} \cdot \left( \frac{A \cdot p_c(t)}{K} - (x(t) - x_0) \right) \cdot (x(t) - x_0) - (V_0 - A \cdot (x(t) - x_0)) \cdot \frac{dp_c(t)}{dt}}{2 \cdot K \cdot (x(t) - x_0) - A \cdot p_c(t) - \frac{V_0 \cdot K}{A}} \quad (3.10)$$

A equação acima relaciona a deformação da membrana timpânica com a pressão externa ao ouvido, a taxa de variação de pressão e a resistência hidráulica da trompa de Eustáquio.

Utilizando-se a linguagem de programação em C++, foi desenvolvido um código que resolve numericamente a eq. (10), que é a equação dinâmica do modelo, através do método de Runge-Kutta de 4ª ordem (Chapra e Canale, 2001).

O modelo permite simular diferentes condições de vôo sendo necessário apenas modificar os valores dos parâmetros e as condições iniciais.

A simulação do sistema foi feita em malha aberta tendo como entradas a pressão fora do ouvido e sua variação no tempo e a resistência hidráulica da trompa de Eustáquio. Além dessas entradas o sistema necessita de parâmetros tais como a área deformada do tímpano e a sua constante elástica e o volume inicial da cavidade timpânica. Os parâmetros utilizados na simulação foram retirados de bibliografias especializadas como apresentado no capítulo 2 deste trabalho.

Devido à dificuldade de se obter alguns dos parâmetros necessários para o modelo, foi realizada uma análise paramétrica do modelo com o fim de definir alguns valores que não foram encontrados na literatura. Através da análise paramétrica, foram

simuladas diversas condições de voo, como decolagens, pousos e situações de deficiência fisiológica.

Em outra abordagem realizada utilizou-se o modelo matemático desenvolvido para simular situações reais de voo com dados obtidos no interior de aeronaves da EMBRAER. Esses dados são: a pressão na cabine, a altitude da aeronave, a taxa de variação de pressão e os instantes de tempo em que esses dados foram lidos.

## 4 ANÁLISE PARAMÉTRICA DO MODELO

Este capítulo apresenta algumas análises paramétricas do modelo desenvolvido para algumas condições de vôos fictícias. Os parâmetros avaliados são a resistência hidráulica da trompa de Eustáquio, o período de abertura e a frequência de abertura da trompa de Eustáquio e a constante de deformação elástica da trompa de Eustáquio. Por último, foi realizada uma simulação com a trompa de Eustáquio obstruída.

Para as simulações do modelo serão considerados os valores apresentados na tabela abaixo.

Tabela 4.1: Faixas de valores dos parâmetros utilizados nas simulações e análises paramétricas.

Parâmetro	Valor	Unidade
$V_0$	8,75	ml
$A$	0,6	cm <sup>2</sup>
$K$	200 - 1000	N/m
Rv fechada ( $R_{vf}$ )	$1 \cdot 10^{10}$	Pa.s/m <sup>3</sup>
Rv aberta ( $R_{va}$ )	$1 \cdot 10^2 - 1 \cdot 10^4$	Pa.s/m <sup>3</sup>
Período de fechamento da T. Eustáquio	60 - 120	S
Período de abertura da T. Eustáquio	0,2 - 0,25	S
Taxa de variação de pressão na subida	30,4	Pa/s
Taxa de variação de pressão na descida	18,0	Pa/s
Pressão de abertura da T. Eustáquio (subida)	3,4	kPa
Pressão de abertura da T. Eustáquio (descida)	5,9	kPa

A tabela 4.1 apresenta as possíveis faixas de valores dos parâmetros necessários ao modelo de acordo com as informações obtidas nas referências bibliográficas. Em termos mais práticos, a tabela 4.2 apresenta os valores que serão utilizados nas

simulações com exceção dos parâmetros que estarão sendo analisados em cada simulação. Nestes casos os valores dos parâmetros serão indicados nos próprios gráficos obtidos na simulação.

Tabela 4.2: Valores dos parâmetros utilizados nas simulações e análises paramétricas.

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidade</b>
$V_0$	8,75	ml
$A$	0,6	cm <sup>2</sup>
$K$	500	N/m
Rv fechada ( $R_{vf}$ )	$1 \cdot 10^{10}$	Pa.s/m <sup>3</sup>
Rv aberta ( $R_{va}$ )	1000	Pa.s/m <sup>3</sup>
Período de fechamento da T. Eustáquio	75	s
Período de abertura da T. Eustáquio	0,25	s
Taxa de variação de pressão na subida	30,4	Pa/s
Taxa de variação de pressão na descida	18,0	Pa/s
Pressão de abertura da T. Eustáquio (subida)	3,4	kPa
Pressão de abertura da T. Eustáquio (descida)	5,9	kPa

#### **4.1 Efeito da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio e do tempo de abertura**

A primeira análise realizada verifica o efeito de diferentes valores da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio no modelo. Para este caso, considerou-se que a constante de deformação elástica da membrana timpânica é de 500 N/m e que o período de fechamento da trompa de Eustáquio é de 75 s. A condição de vôo considerada é a de subida da aeronave, ou seja, a pressão inicial da cabine é de 101 kPa, a pressão final é de 72 kPa (pressão de cruzeiro) e a taxa de variação de pressão é constante e é de -30,4 Pa/s; com isso, o tempo de simulação é de 954 s (16 min). Os gráficos das figuras (4.1) e (4.2) mostram a deformação da membrana timpânica e a diferença de pressão na

mesma para um período de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s e os gráficos das figuras (4.3) e (4.4) para 0,25 s.

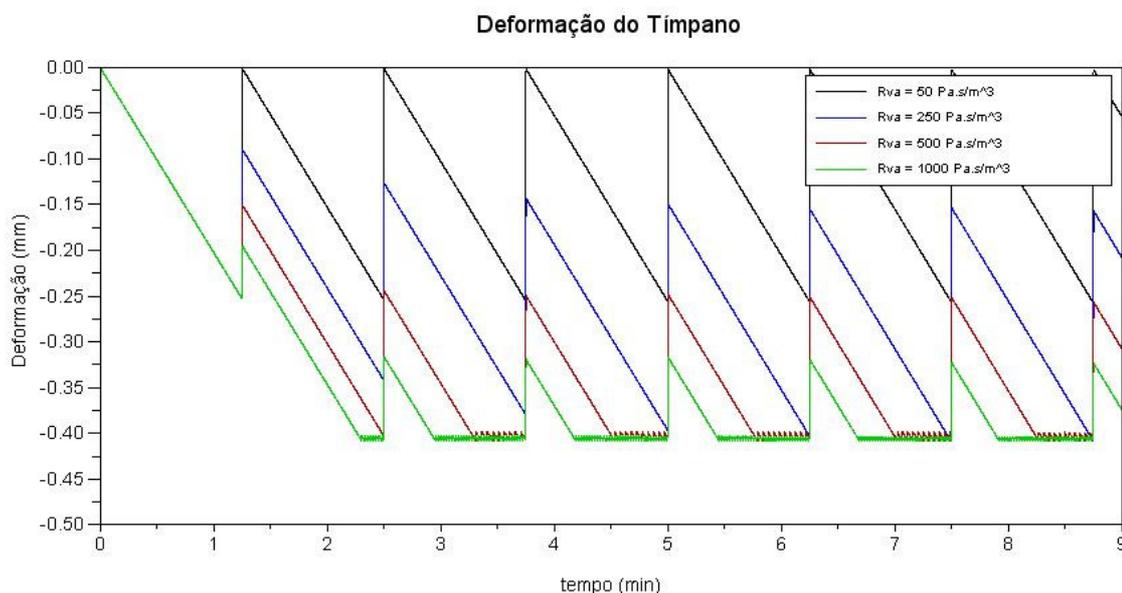


Figura 4.1: Deformação do tímpano para diferentes valores de  $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.

O gráfico da figura 4.1 mostra que, para maiores valores da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio, maior é a deformação do tímpano. Pode-se verificar, também, que para valores mais baixos dessa resistência, a deformação do tímpano tende a zero quando a trompa de Eustáquio é aberta. A curva obtida era esperada, pois o evento de abertura da trompa de Eustáquio deve provocar o retorno da membrana timpânica para a posição inicial. Entretanto, para valores mais altos da resistência da trompa, a membrana timpânica não consegue retornar à posição inicial. Pode-se observar no gráfico, também, que existe um patamar que limita a deformação da membrana timpânica. Esse patamar é devido à limitação imposta pela diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe. Quando a diferença de pressão de 3,4 kPa é atingida, a trompa de Eustáquio é aberta de forma passiva e, portanto, a deformação do tímpano cessa. A figura 4.2 mostra melhor esse efeito.

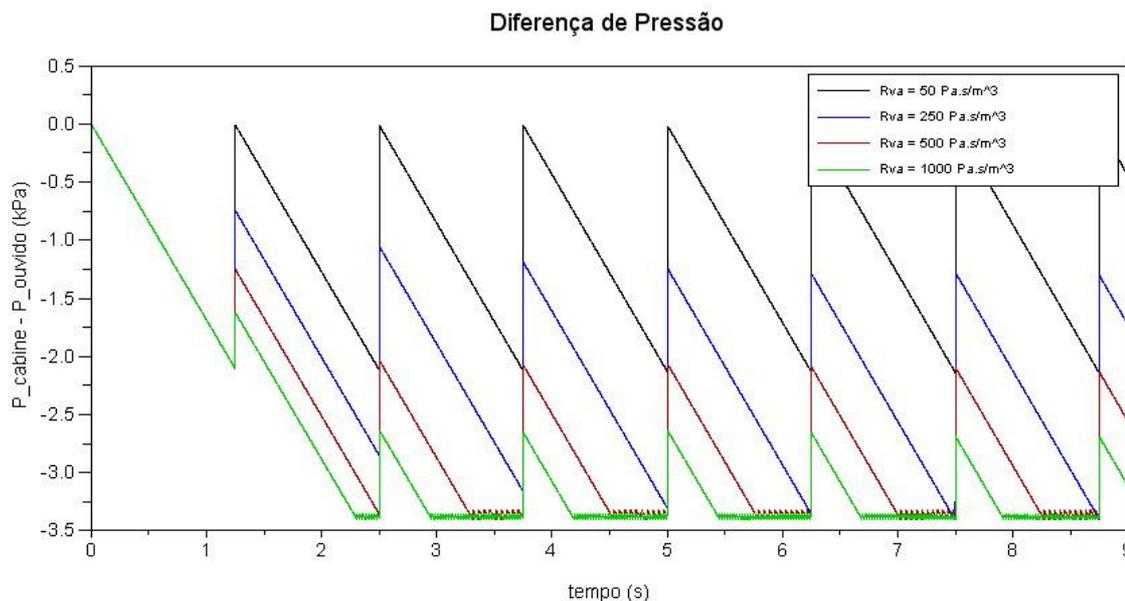


Figura 4.2: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de  $Rva$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.

A figura 4.2 mostra a diferença de pressão na membrana timpânica. Como a pressão da cabine está diminuindo neste caso, a diferença de pressão é negativa. Note que a diferença de pressão está limitada a 3,4 kPa, que é devido a uma condição fisiológica do sistema do ouvido humano, como foi discutido no capítulo dois. É interessante notar que o comportamento dessa curva é semelhante ao da curva de deformação da membrana timpânica. Isso já era esperado, pois a diferença de pressão é diretamente proporcional à deformação da membrana timpânica.

As curvas das figuras 4.3 e 4.4 mostram a mesma condição de vôo das curvas acima, porém, com um ouvido que tem a duração da abertura da trompa de Eustáquio por um período um pouco maior, 0,25 segundos. É de se esperar que a deformação do tímpano seja ligeiramente menor e que o tímpano se aproxime mais da posição inicial a cada abertura da trompa de Eustáquio.

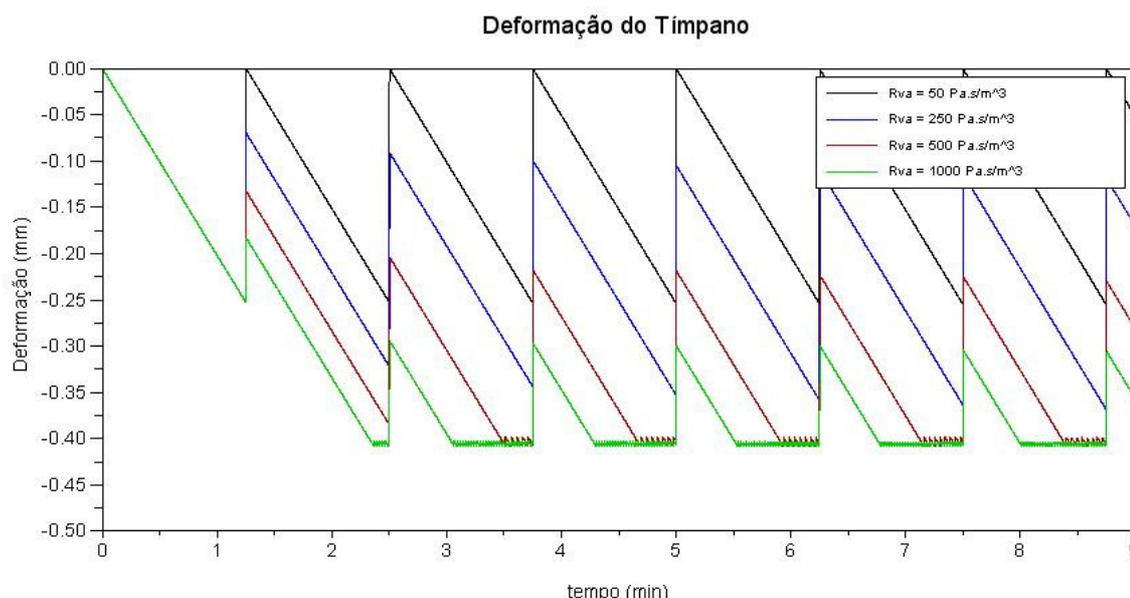


Figura 4.3: Deformação do tímpano para diferentes valores de Rva, condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.

Como esperado, a figura 4.3 mostra que a deformação do tímpano é ligeiramente menor do que no caso da figura 4.1. Entretanto, a maior diferença está em que o tímpano tende a se aproximar mais da condição inicial a cada abertura da trompa de Eustáquio. Para uma resistência da trompa de Eustáquio de  $250 \text{ Pa.s/m}^3$ , a deformação mínima do tímpano quando a trompa é aberta é de 0,075 mm para 0,25 segundos de abertura da trompa e de 0,095 mm para 0,20 segundos de abertura. Porém, essas diferenças entre 0,20 e 0,25 segundos são bastante pequenas se comparadas com as diferenças entre as resistências da trompa de Eustáquio. O parâmetro período de abertura tem pouca sensibilidade no modelo, pois a sua faixa de variação é pequena na literatura. Já as resistências da trompa de Eustáquio têm grande sensibilidade no modelo, ainda mais porque pouquíssimas informações sobre este parâmetro estão disponíveis.

O gráfico da figura 4.4 mostra a diferença de pressão para este caso e as mesmas conclusões podem ser obtidas a partir de sua análise.

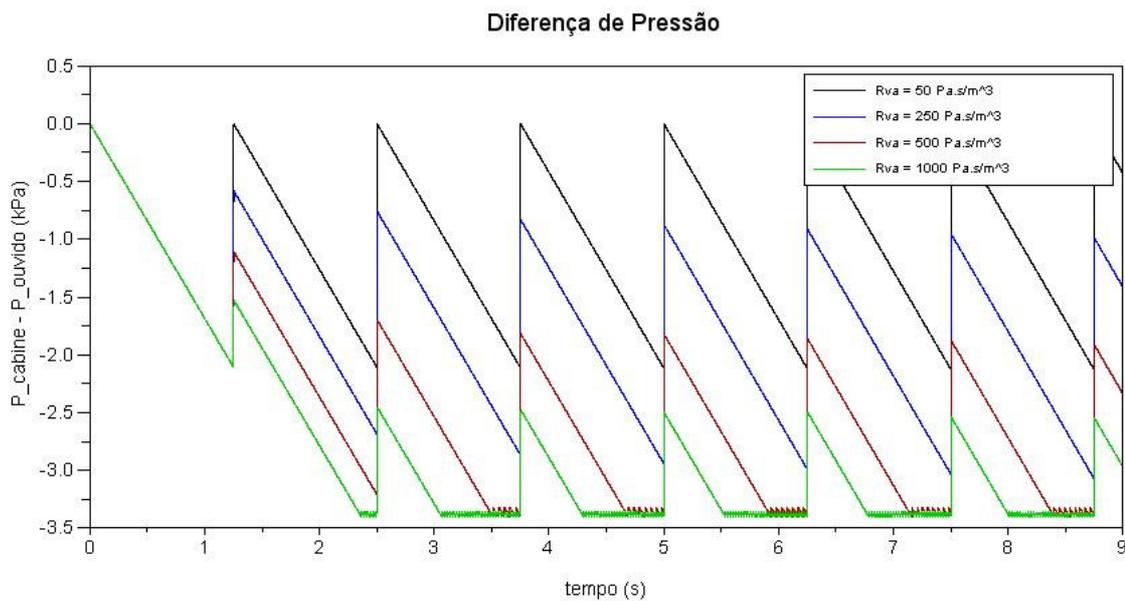


Figura 4.4: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de  $R_{va}$ , condição de subida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.

A próxima análise considera a variação dos mesmos parâmetros para o caso de descida da aeronave. Nesta situação, a pressão inicial da cabine é de 72 kPa e a pressão final é de 101 kPa. Como a taxa de variação de pressão na descida é de 18 Pa/s, o tempo de descida é de 1611 s (27 min). Os gráficos das figuras 4.5 e 4.6 mostram a deformação da membrana timpânica e a diferença de pressão na mesma para um período de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s e os gráficos das figuras 4.7 e 4.8 para 0,25 s.

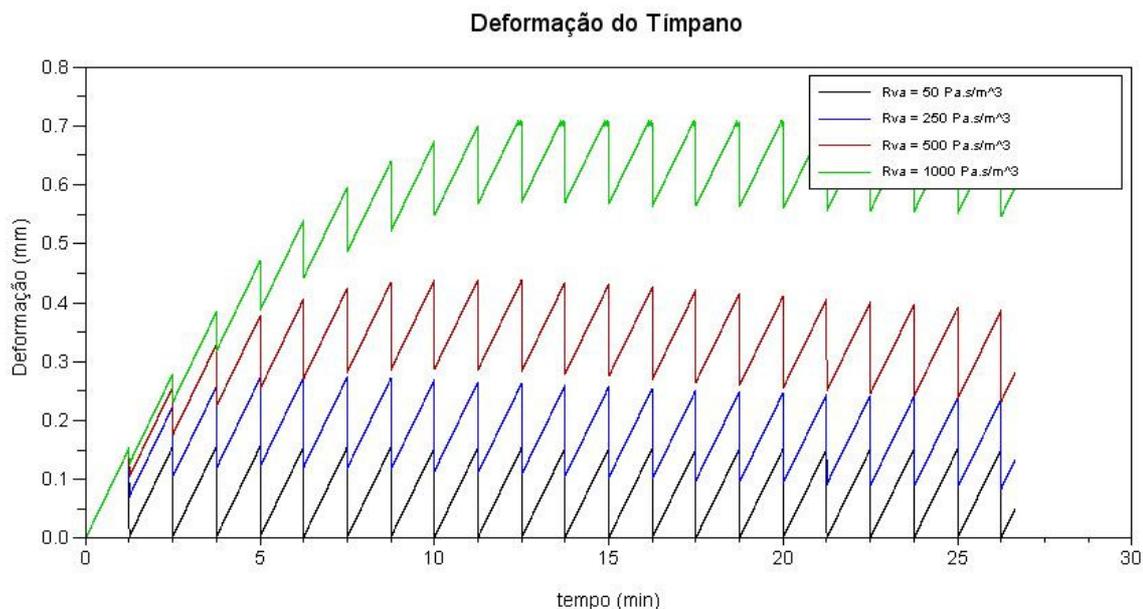


Figura 4.5: Deformação do tímpano para diferentes valores de  $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.

A primeira mudança observada é que a deformação do tímpano é positiva e não mais negativa. Isso acontece porque a pressão externa à cavidade timpânica está aumentando enquanto que a pressão interna se mantém constante, então, o tímpano se deforma para dentro do ouvido ao invés de deformar para fora.

Outra diferença importante é que para os mesmos valores de resistência hidráulica da trompa de Eustáquio, a deformação do tímpano não atinge o patamar de diferença de pressão máxima, pois para o caso de descida esse patamar deve ocorrer quando a diferença de pressão for de 5,9 kPa e não 3,4 kPa como no caso de subida.

A figura 4.6 abaixo, mostra melhor que esta diferença de pressão não foi atingida para estes valores de resistência hidráulica da trompa de Eustáquio. Mais adiante será visto que para valores mais altos dessa resistência implicarão na ocorrência de máxima diferença de pressão.

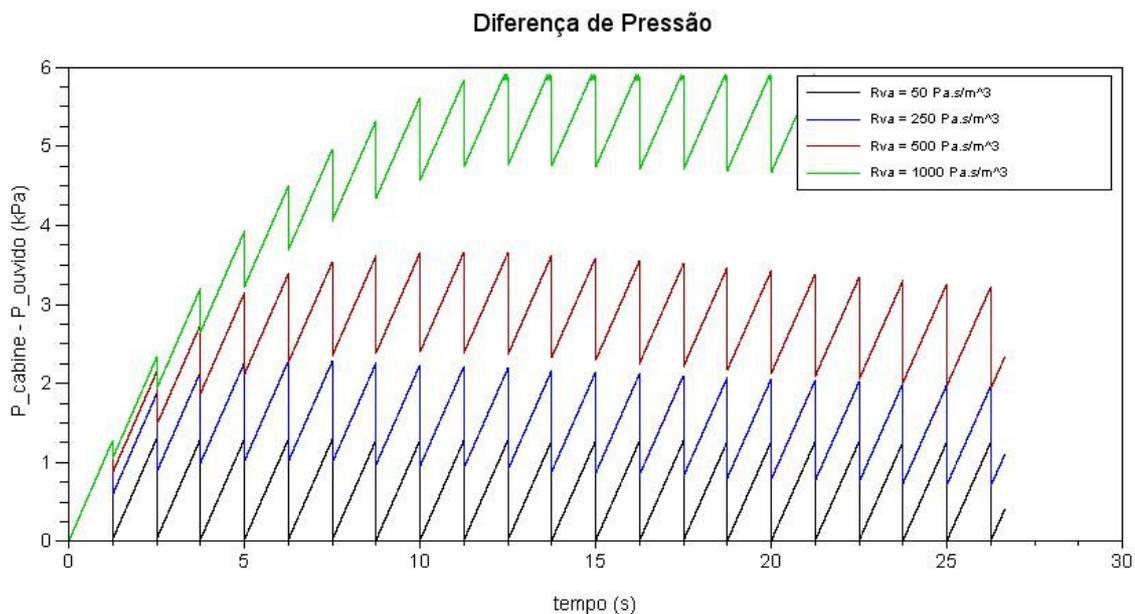


Figura 4.6: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de  $Rva$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s.

A figura 4.7 mostra o gráfico da deformação do tímpano para a mesma condição de descida da aeronave, porém, com um período de abertura da trompa de Eustáquio um pouco maior, 0,25 segundos.

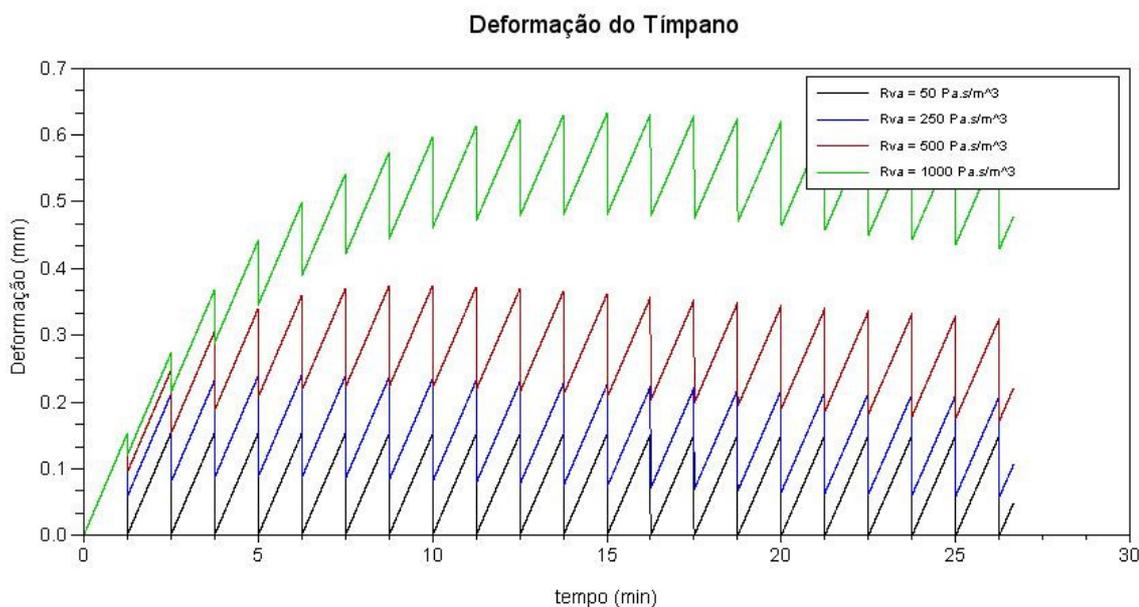


Figura 4.7: Deformação do tímpano para diferentes valores de  $Rva$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.

Pode-se observar que a deformação do tímpano é menor neste caso do que quando o período de abertura é de 0,20 segundos. Esse resultado já era esperado e é o mesmo obtido para o caso de subida da aeronave.

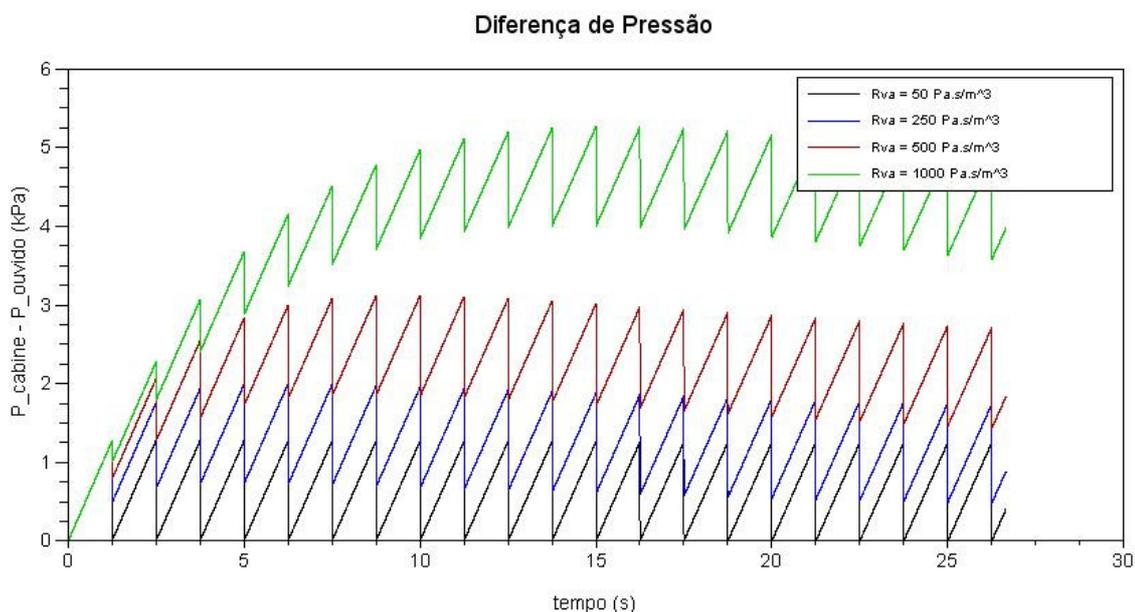


Figura 4.8: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de Rva, condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.

Analisando os gráficos das figuras acima, nota-se que para valores mais altos da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio o tímpano tende a deformar mais do que para valores mais baixos. Para valores elevados da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio, acima de 5000 Pa.s/m<sup>3</sup>, a deformação do tímpano tende a crescer até que seja limitada pela diferença de pressão que abre passivamente a trompa de Eustáquio (figura 4.9). Pela análise da figura 4.9, percebe-se que não há muita diferença para a deformação do tímpano para Rva de 5000 Pa.s/m<sup>3</sup> a Rva de 10000 Pa.s/m<sup>3</sup>. Dessa forma, esse valor (5000 Pa.s/m<sup>3</sup>) poderia ser adotado como um limite superior para a resistência hidráulica da trompa de Eustáquio.

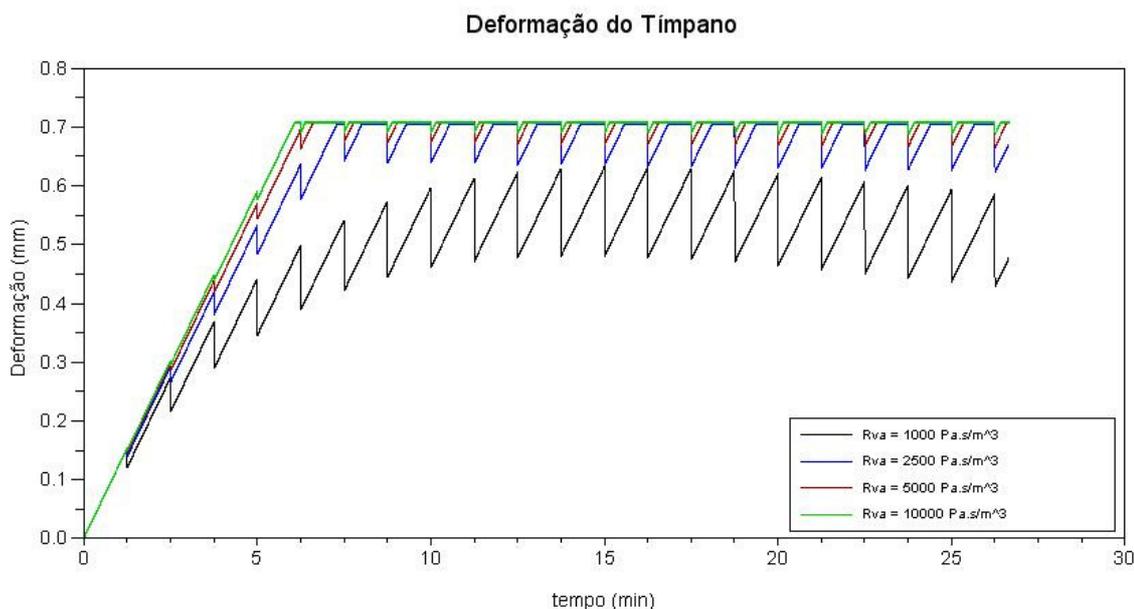


Figura 4.9: Deformação do tímpano para diferentes valores elevados de  $R_{va}$ , condição de descida e tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,25 s.

Tanto no caso de subida quanto de descida, nota-se que existe um patamar máximo para a deformação do tímpano, esse limite é devido à diferença de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe que, se atingida, provoca a abertura da trompa de Eustáquio permitindo o fluxo de ar entre os dois ambientes.

A análise paramétrica da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio é de grande importância pois esse parâmetro pode variar bastante de pessoa para pessoa e, até mesmo, na mesma pessoa, dependendo das condições da trompa de Eustáquio. Por exemplo, se uma pessoa estiver com sinusite é bastante provável que a resistência da trompa de Eustáquio aumente bastante, pois pode estar parcialmente cheia de muco atrapalhando o escoamento de ar através dela.

#### **4.2 Efeito do período em que a trompa de Eustáquio permanece fechada**

Outro efeito a ser analisado é o período em que a trompa de Eustáquio permanece fechada. Este parâmetro varia de 60 a 120 s (Kanick e Doyle, 2005; Sadé e

Ar, 1997) e, sua análise é importante para a avaliação do modelo. Os gráficos das figuras 4.10 e 4.11 mostram a deformação da membrana timpânica e a diferença de pressão entre os dois lados da membrana timpânica obtidos com a simulação da condição de descida da aeronave para os parâmetros apresentados na tabela 4.2.

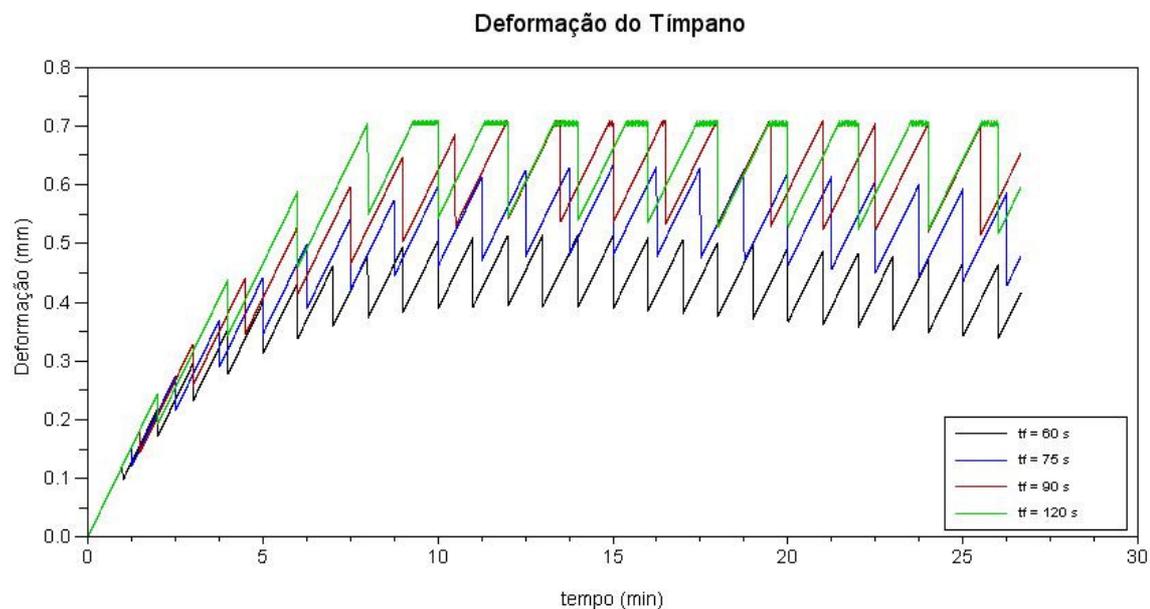


Figura 4.10: Deformação do tímpano para diferentes períodos de fechamento da trompa de Eustáquio (120, 90, 75 e 60 s).

Observando o gráfico da figura 4.10, conclui-se que quando a frequência de abertura da trompa de Eustáquio é maior, a máxima deformação do tímpano tende a ser menor do que quando essa frequência é menor. Esse resultado é óbvio, pois enquanto a trompa permanece fechada o tímpano continua a deformar; então, quanto mais vezes ela abrir mais vezes o tímpano tenderá a retornar para a condição inicial. Para este caso, a diferença de pressão atinge o limite máximo quando o período de fechamento da trompa é de 120 segundos, como visto na figura 4.11.

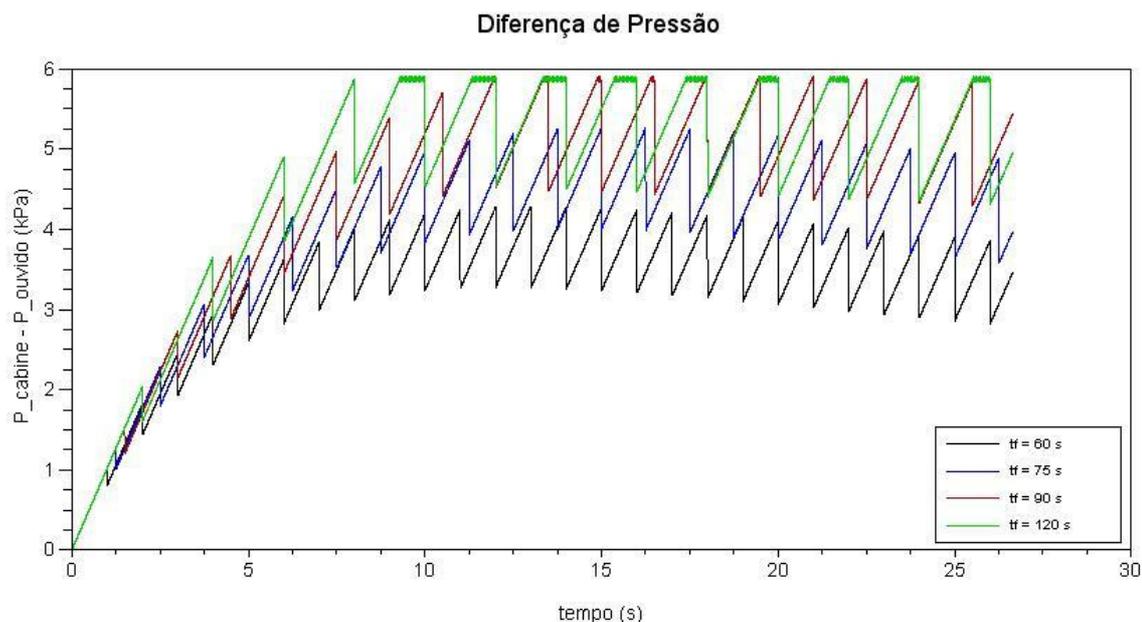


Figura 4.11: Diferença de pressão no tímpano para diferentes períodos de fechamento da trompa de Eustáquio (120, 90, 75 e 60 s).

Assim, este parâmetro também tem grande sensibilidade no modelo, pois a sua variação tem grande influência no resultado. Felizmente, a faixa de valores para este parâmetro está bem definida e é limitada entre 60 segundos e 120 segundos.

### **4.3 Efeito da constante de deformação elástica da membrana timpânica**

Outro importante efeito a ser analisado é o efeito que a variação da constante elástica da membrana timpânica tem no modelo. Esse efeito é importante, pois esse é outro parâmetro que pode variar de pessoa para pessoa. As condições em que esse efeito será analisado são as mesmas apresentadas na tabela 4.2, para condição de descida da aeronave. Como esse parâmetro não foi encontrado em muitas referências, serão analisados quatro diferentes valores de constante de deformação escolhidos arbitrariamente. O gráfico da figura 4.12 ilustra esse efeito no modelo desenvolvido.

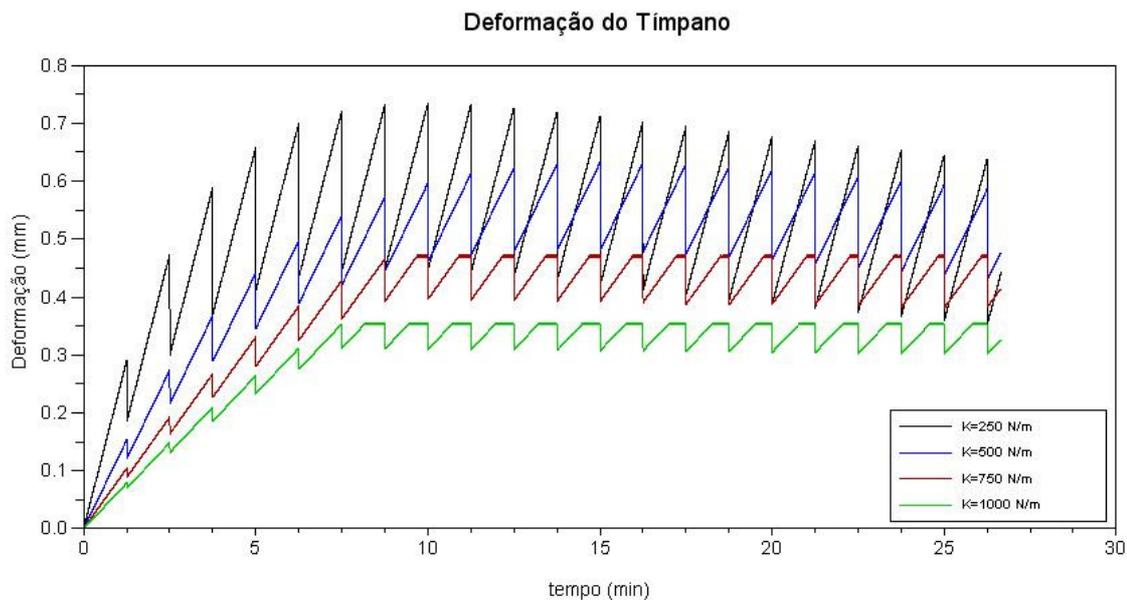


Figura 4.12: Deformação do tímpano para diferentes valores de K.

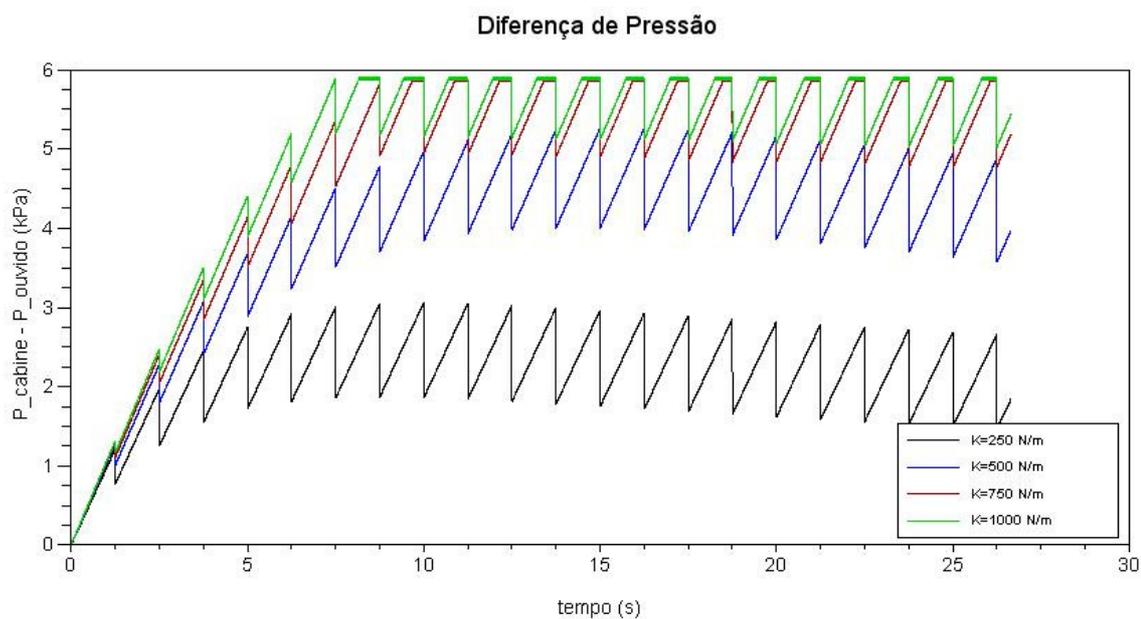


Figura 4.13: Diferença de pressão no tímpano para diferentes valores de K.

Analisando o gráfico da figura 4.12 nota-se que o efeito da constante elástica da membrana timpânica é bastante sensível no modelo. Para elevados valores da constante elástica; ou seja, para membranas mais rígidas, a deformação da membrana timpânica é menor do que para membranas menos rígidas. Além disso, percebe-se que para os casos

de maior rigidez ( $K=750$  N/m e  $K=1000$  N/m) a deformação máxima é atingida e para os de menor rigidez ( $K=200$  N/m e  $K=500$  N/m) essa deformação não é atingida. Além disso, verifica-se através do gráfico da figura 4.13 que a diferença de pressão é maior para tímpanos mais rígidos e, menor para tímpanos menos rígidos.

Assim, conclui-se que tímpanos mais rígidos deformam menos que tímpanos menos rígidos para uma mesma diferença de pressão na membrana timpânica. Entretanto, essa deformação menor não significa necessariamente que essas pessoas estão sentindo menos dor ou desconforto do que as outras, pois, por ter um tímpano mais rígido, essas pessoas podem sentir dor mesmo com pequenas deformações do tímpano.

Com essa análise, conclui-se que a verificação de dor na membrana timpânica deve estar associada a dois efeitos simultâneos, um é a deformação da membrana e o outro é a rigidez da mesma.

#### ***4.4 Simulação com a trompa de Eustáquio obstruída***

Existe a possibilidade de que passageiros presentes nos aviões estejam com a trompa de Eustáquio obstruída por muco. Isso pode acontecer por causa de um simples resfriado ou sinusite. Portanto, é interessante, também, fazer uma análise de como seria o comportamento do modelo para uma situação dessas.

Para este caso, não existiria um limite de pressão entre a cavidade timpânica e a nasofaringe que provocasse a abertura da trompa de Eustáquio e, também, não ocorreria a abertura periódica da trompa.

Como não ocorre a abertura da trompa de Eustáquio, não faz sentido comparar o tempo de abertura e nem a resistência da trompa de Eustáquio quando esta está aberta.

Portanto, a análise consistirá em comparar este caso para diferentes valores de constante de deformação elástica.

A condição de vôo desta simulação é de pouso, partindo de uma pressão de cabine inicial de 72 kPa para uma pressão final de 101 kPa a uma taxa de 18 Pa/s. O gráfico da figura 4.14 mostra a deformação do tímpano para essa condição de vôo. Note que as condições de vôo são as mesmas da simulação das figuras 4.12 e 4.13, porém, com a trompa de Eustáquio obstruída.

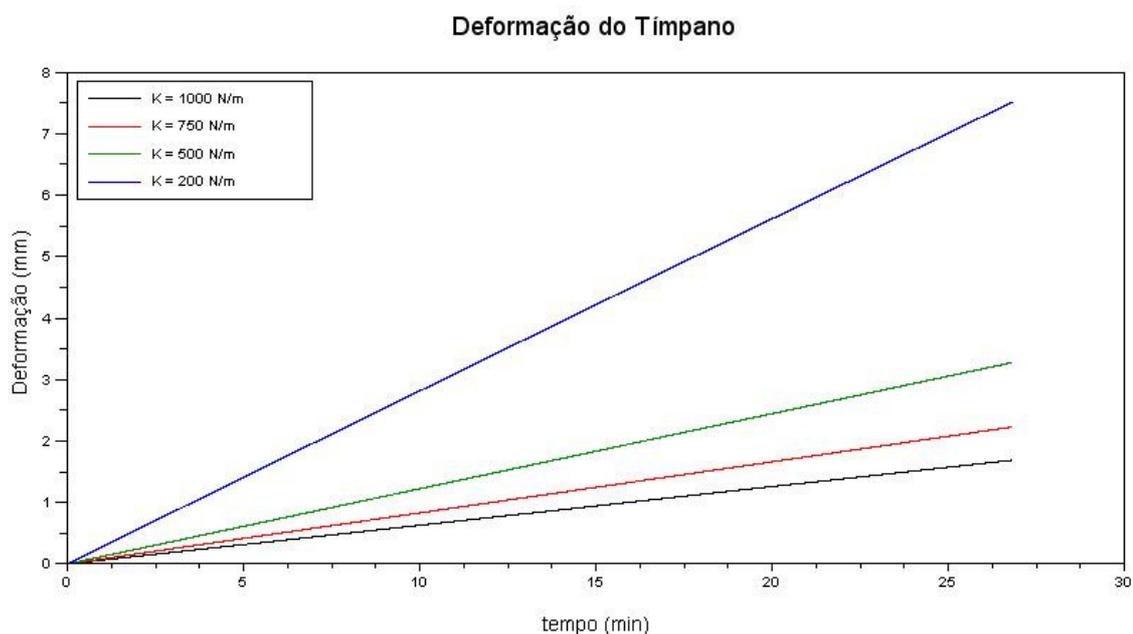


Figura 4.14: Deformação do tímpano para diferentes valores de K com a trompa de Eustáquio obstruída.

Analisando o gráfico da figura 4.14, verifica-se que como não ocorrem as periódicas aberturas da trompa de Eustáquio, a membrana timpânica tenderia a deformar linearmente até que a pressão externa parasse de mudar. Na realidade isso não ocorre porque em algum momento ocorreria a ruptura da membrana timpânica causando um barotrauma. Após esse rompimento, as pressões entre os dois lados da membrana timpânica entrariam em equilíbrio. Além disso, essa curva se afasta da realidade pois considera-se apenas que a cavidade timpânica troca gás com a nasofaringe pela trompa de Eustáquio, sendo que, na realidade, essa troca gasosa pode ocorrer por meio da

mucosa do ouvido médio com o sangue venoso e, também, através das cavidades do osso mastóideo. No entanto, esse gráfico é útil por se perceber o quanto é crítico o fato de uma pessoa não conseguir realizar as trocas gasosas quando está sujeita a variações de pressão.

## 5 ANÁLISE DE CURVAS REAIS DE PRESSÃO

Nesta etapa, serão analisadas duas curvas reais de pressão de vôos, fornecidas pela EMBRAER. Os dados de tempo e pressão da cabine foram inseridos no programa desenvolvido e as curvas de deformação do tímpano e de diferença de pressão entre os dois lados do tímpano foram obtidas.

### 5.1 *Análise da primeira curva de pressão*

A primeira curva de pressão pode ser vista no gráfico da figura 5.1 mostrada a seguir.

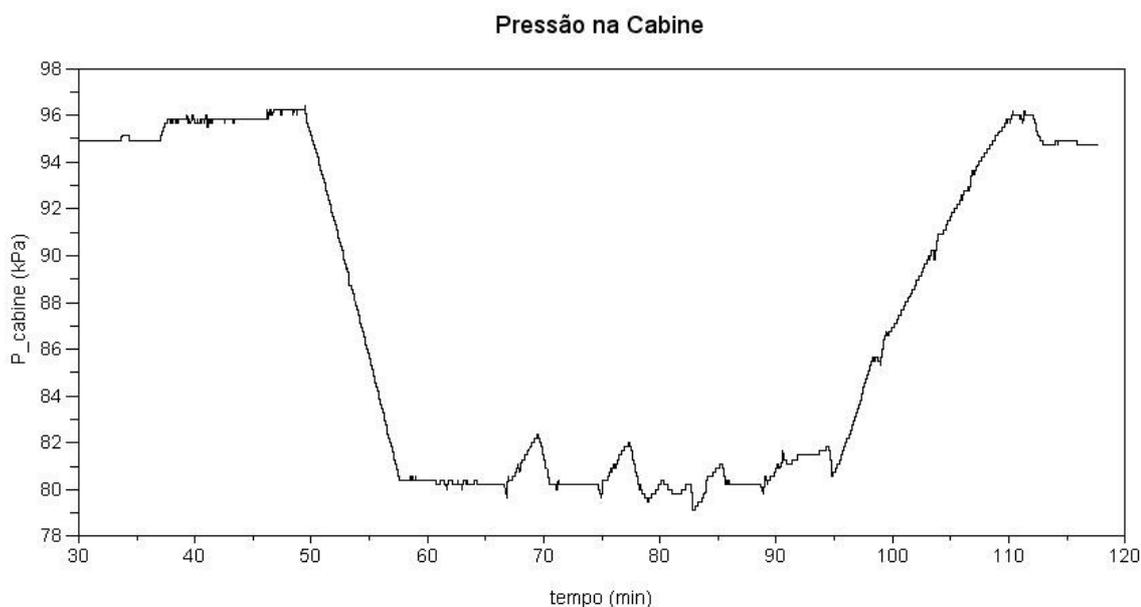


Figura 5.1: Pressão na cabine obtida no interior de aeronave da EMBRAER.

A curva de pressão acima, indica que aproximadamente no instante 50 min a aeronave começa a decolar, pois neste instante a pressão da cabine começa a diminuir a uma taxa constante de descompressão. Depois, por volta dos 58 min, a curva de pressão estabiliza num patamar de aproximadamente 80 kPa e fica oscilando em torno desse valor até o instante 95 min. Este trecho é o correspondente à fase de cruzeiro do vôo. É

importante notar que, durante a fase de cruzeiro, a pressão de cabine tem alguns picos de compressão e descompressão que podem causar a sensação de desconforto nos passageiros. Do instante 95 min ao instante 112 min acontece a pressurização da cabine, que corresponde ao período de descida da aeronave. Neste período, a taxa de pressurização é aproximadamente constante assim como no período de decolagem. Após esse período a aeronave já se encontra no solo e a pressão na cabine é a mesma da pressão atmosférica do local do pouso, ou seja, aproximadamente 94 kPa.

Colocando-se esses dados no programa em linguagem C++ desenvolvido obteve-se a curva de deformação da membrana timpânica, mostrada no gráfico da figura 5.2 e a curva da diferença de pressão na membrana timpânica no gráfico da figura 5.3. Para a simulação desses dados foram considerados os parâmetros apresentados na tabela 4.2.

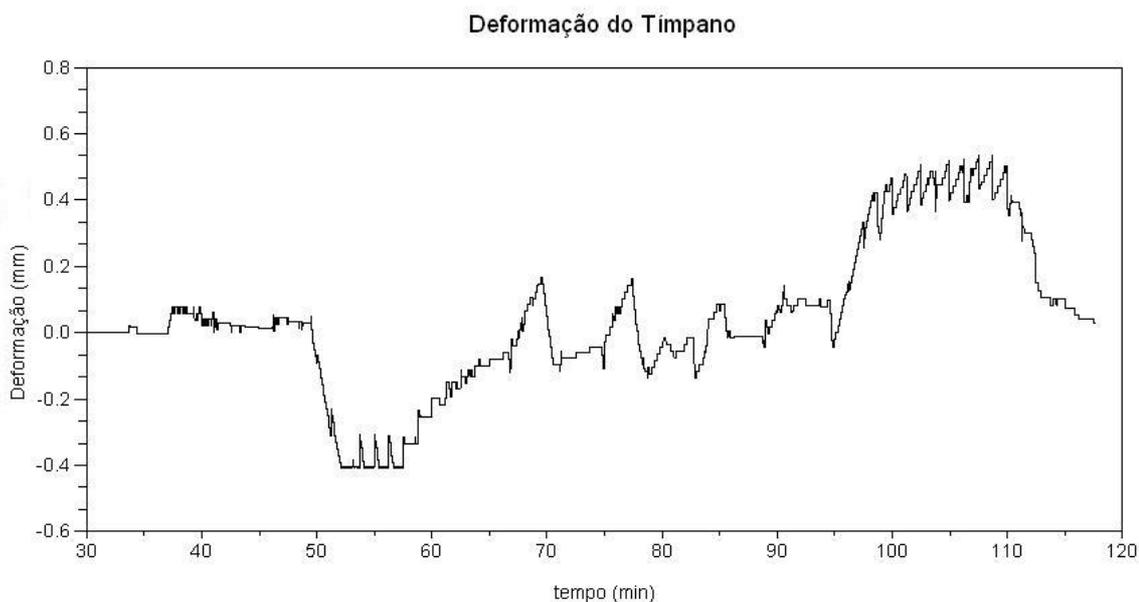


Figura 5.2: Deformação do tímpano para condição real de vôo da figura 5.1.

Analisando o gráfico da figura 5.2, nota-se que o tímpano desloca de acordo com a variação da pressão da cabine. Quando o período de decolagem da aeronave é iniciado, o tímpano é deslocado negativamente devido à diferença de pressão que surge entre a cavidade timpânica e o meio externo. Durante este estágio, as aberturas da trompa de Eustáquio não são suficientes para diminuir a diferença de pressão existente

na membrana timpânica, pois a taxa de descompressão na cabine é bastante elevada. Ainda analisando a figura, pode-se notar que durante o período de cruzeiro, a deformação da membrana timpânica tende a diminuir a cada abertura da trompa de Eustáquio. Entretanto, as oscilações de pressão que acontecem neste período atrapalham esse processo de retorno da membrana timpânica. No estágio de pouso, o tímpano deforma positivamente, pois se trata de um processo de pressurização da cabine. Nesta fase, a deformação do tímpano também é bastante expressiva, pois a taxa de pressurização é constante. Porém, é importante notar que nesta fase as aberturas sucessivas da trompa de Eustáquio conseguem reduzir mais a diferença de pressão do que no caso da decolagem. Isso ocorre porque a taxa de pressurização da cabine neste estágio é menor.

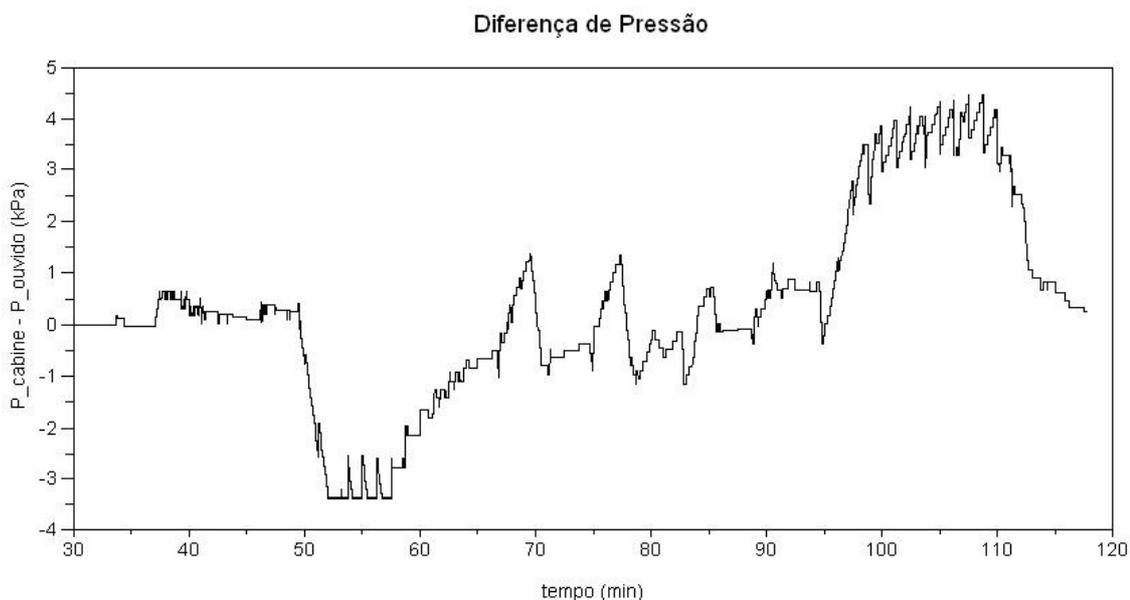


Figura 5.3: Diferença de pressão no tímpano para condição real de vôo da figura 5.1.

A figura 5.3 mostra o gráfico da diferença de pressão entre os dois lados da membrana timpânica para a mesma condição de vôo da figura 5.1. Analisando esse gráfico, pode-se perceber que no estágio de decolagem a pressão limite de fechamento da trompa de Eustáquio é atingida, de forma que a trompa é aberta passivamente neste caso. Já no estágio de descida, o limite de diferença de pressão não é atingido, pois a diferença de pressão necessária para abrir passivamente a trompa de Eustáquio é maior

para o caso de aumento da pressão externa ao ouvido. Apesar disso, nota-se, pela figura 5.2, que a deformação máxima do tímpano no caso de subida é, em módulo, muito próxima da deformação máxima do tímpano para o caso de descida. Por essa razão, a taxa de pressurização deve ser menor do que a taxa de despressurização da cabine.

## 5.2 Análise da segunda curva de pressão

A segunda curva de pressão pode ser vista no gráfico da figura 5.4 mostrada a seguir. Os parâmetros utilizados nessa simulação são os mesmos mostrados na tabela 4.2.

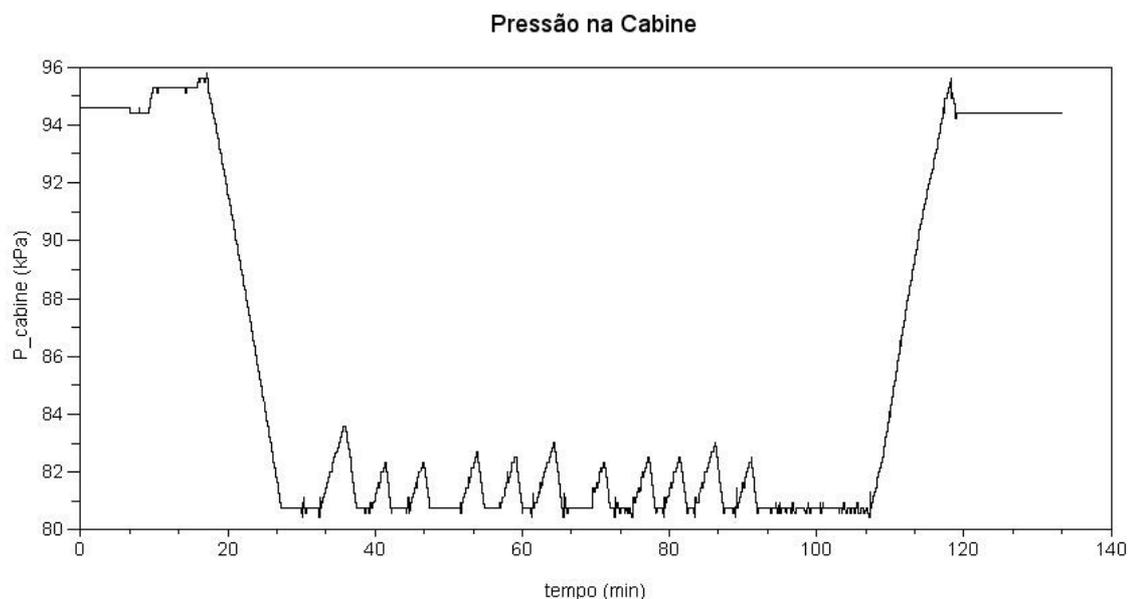


Figura 5.4: Pressão de cabine obtida no interior de aeronave da EMBRAER.

A curva de pressão indica que, por volta do instante 17 min, a aeronave começa a decolar, pois neste instante a pressão da cabine começa a diminuir a uma taxa constante de descompressão. Depois, por volta dos 27 min, a curva de pressão estabiliza num patamar de aproximadamente 81 kPa e sofre algumas oscilações até o instante 107 min, aproximadamente. Este é o trecho correspondente à fase de cruzeiro da aeronave. Nota-se que, durante essa fase, a pressão da cabine passa por alguns picos de pressão

que podem causar a sensação de desconforto nos passageiros. Do instante 107 min ao instante 119 min acontece a pressurização da cabine, que corresponde ao período de descida da aeronave. Neste período a taxa de pressurização é constante assim como no período de decolagem. Após esse período a aeronave já se encontra no solo e a pressão na cabine deve ser a mesma da pressão atmosférica do local do pouso, em torno de 94,5 kPa.

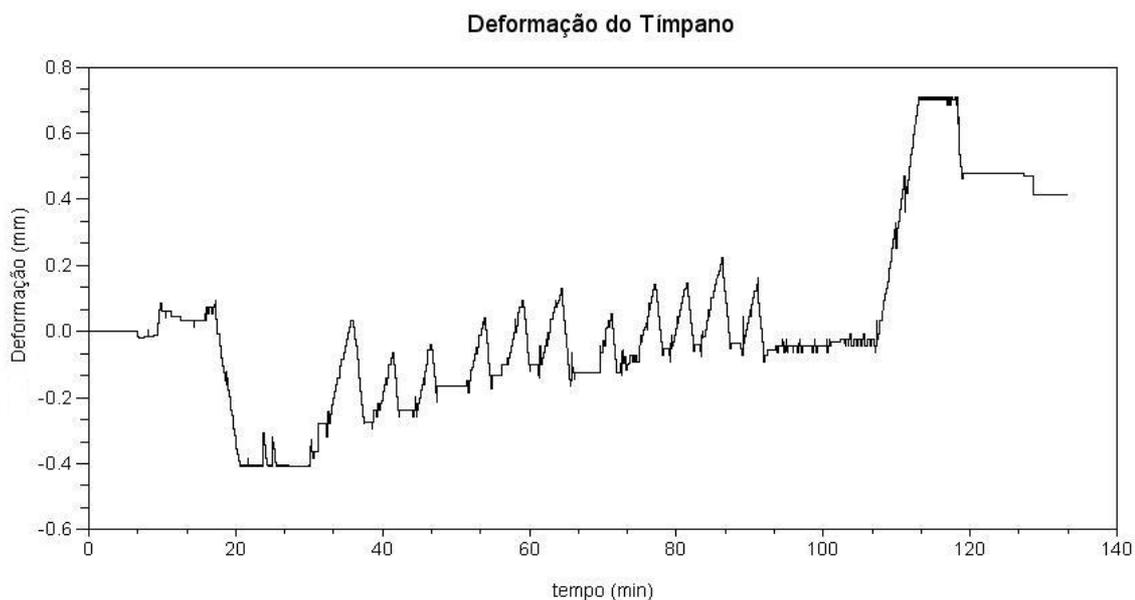


Figura 5.5: Deformação do tímpano para a condição real de vôo da figura 5.4.

A análise do gráfico da figura 5.5 é muito semelhante à análise realizada para a curva de deformação do tímpano correspondente à primeira curva real de pressão da figura 5.1. Entretanto, existem algumas diferenças que devem ser notadas. Obviamente, as duas curvas reais de pressão apresentam os mesmos estágios de vôo, decolagem, cruzeiro e pouso. Porém, há uma diferença entre as duas curvas que são as taxas de variação da pressão nos estágios de subida e descida. No caso da primeira curva (figura 5.1) essa taxa é menor no estágio de descida e, maior no estágio de subida. Essa diferença se mostrou necessária como foi discutido anteriormente. Já no caso da segunda curva (figura 5.4), essas taxas de variação da pressão parecem ser as mesmas tanto no caso de subida quanto no caso de descida. Isso resultou numa deformação máxima maior do tímpano no caso de descida do que no caso de subida.

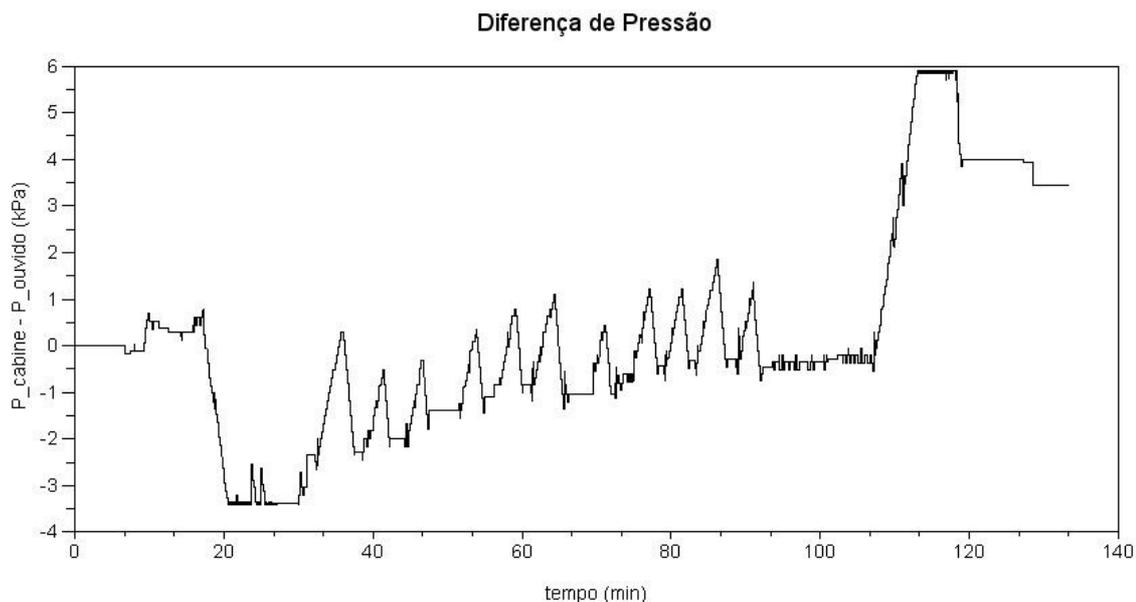


Figura 5.6: Diferença de pressão no tímpano para a condição real de voo da figura 5.4.

Analisando a figura 5.6, nota-se que no estágio de descida a diferença de pressão atinge o valor máximo que provoca a abertura passiva da trompa de Eustáquio.

Portanto, pode-se concluir que nesta segunda curva de pressão os passageiros e tripulantes devem ter sofrido mais durante o período de descida da aeronave do que na primeira condição de voo.

### **5.3 Análise paramétrica de condição real de voo**

As curvas de deformação do tímpano, baseadas em dados reais obtidos em vôos mostradas anteriormente, foram apresentadas para apenas um valor para cada um dos parâmetros do modelo. É interessante fazer uma análise paramétrica do modelo a partir dessas curvas reais de vôo, pois se sabe que estes parâmetros variam bastante de pessoa para pessoa e, que, alguns desses parâmetros encontrados na literatura não são confiáveis.

Como feito anteriormente, a análise paramétrica irá variar o tempo de abertura da trompa de Eustáquio, a frequência dessa abertura, o valor da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio e a constante elástica da membrana timpânica.

Com exceção dos parâmetros que estão sendo variados, os demais parâmetros utilizados nas simulações seguintes serão os apresentados na tabela 4.2.

A primeira análise será feita variando o tempo de abertura da trompa de Eustáquio de 0,20 s para 0,25 s. As figuras 5.7 e 5.8 mostram os gráficos da deformação da membrana timpânica e da diferença de pressão no tímpano para a primeira curva real de pressão de cabine (figura 5.1), respectivamente, e as figuras 5.9 e 5.10 mostram os mesmos gráficos para a segunda curva real de pressão (figura 5.4).

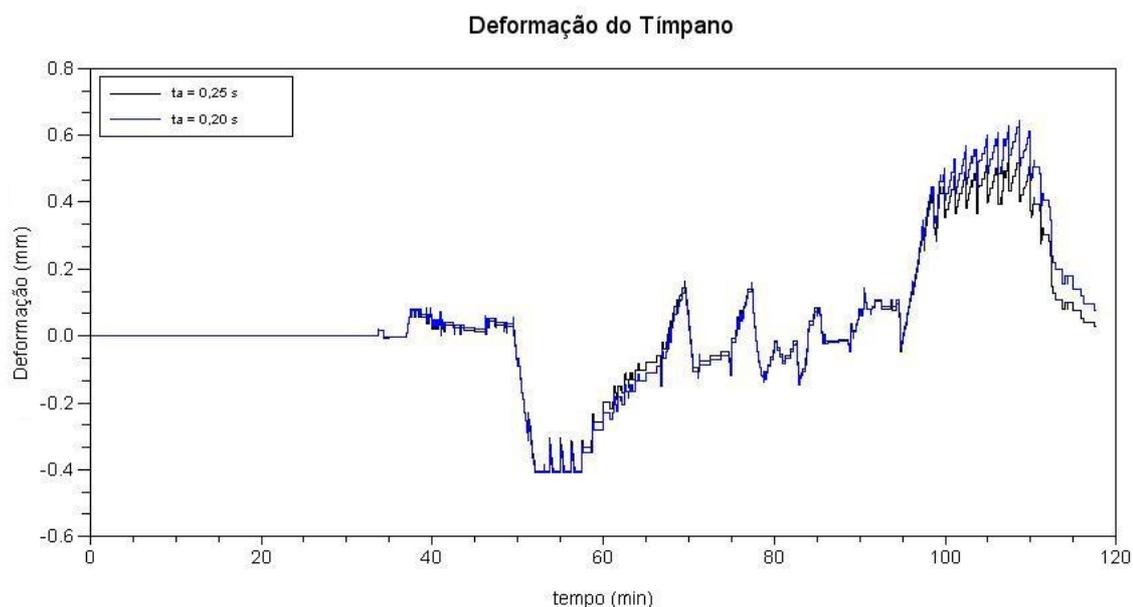


Figura 5.7: Deformação da membrana timpânica relativa à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio.

O gráfico da figura 5.7 mostra que se o período em que a trompa de Eustáquio permanece aberta for menor (0,20 segundos), a deformação da membrana timpânica será maior do que no caso em que esse período seja maior (0,25 segundos).

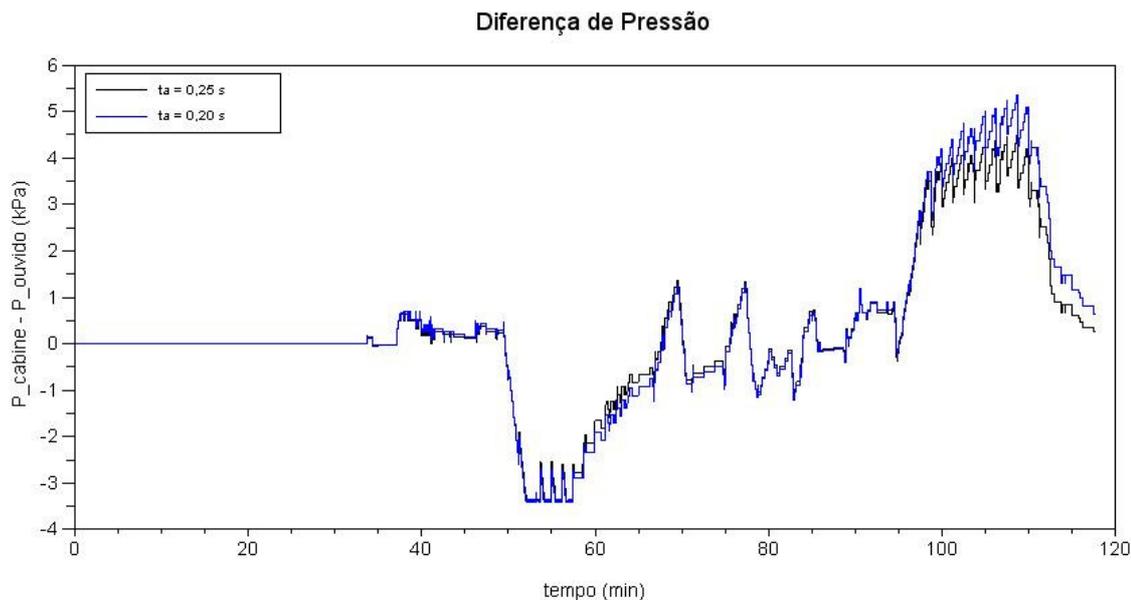


Figura 5.8: Diferença de pressão no tímpano relativa à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio.

O gráfico da figura 5.8 mostra a diferença de pressão entre os dois lados da membrana timpânica. Da mesma forma que a deformação do tímpano é maior para valores mais baixos do período de abertura da trompa de Eustáquio, a diferença de pressão também é maior.

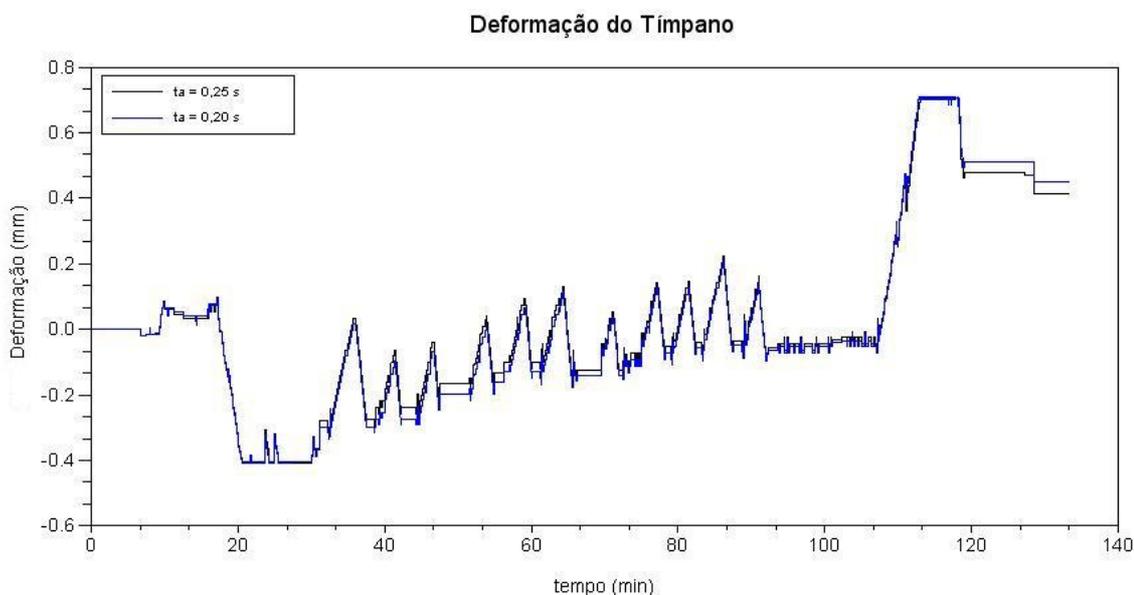


Figura 5.9: Deformação da membrana timpânica relativa à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio.

Para a segunda curva real de voo, o resultado da análise paramétrica é o mesmo do resultado obtido para a primeira curva (figuras 5.9 e 5.10).

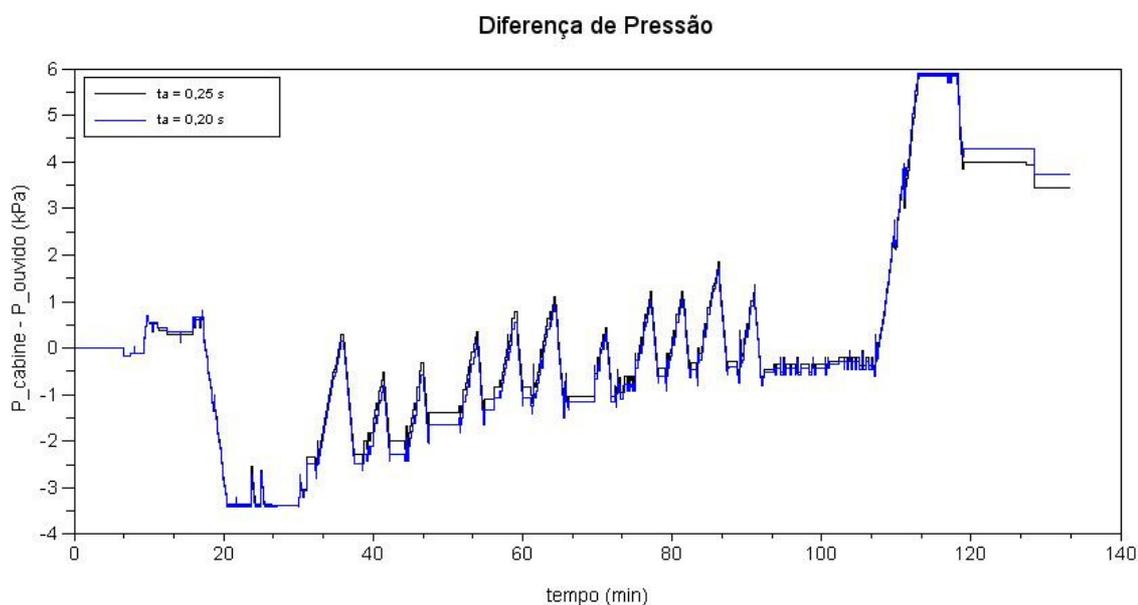


Figura 5.10: Diferença de pressão no tímpano relativa à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes tempos de abertura da trompa de Eustáquio.

Portanto, analisando os gráficos acima se verifica o que já era esperado, que a deformação da membrana timpânica é maior se o tempo em que a trompa de Eustáquio permanece aberta é menor.

A próxima análise considerará diferentes valores da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio e os gráficos correspondentes estão mostrados nas figuras a seguir. A figura 5.11 refere-se à deformação do tímpano para a curva de pressão de cabine da figura 5.1 e a figura 5.12 refere-se à diferença de pressão no tímpano para a mesma curva de pressão. Os gráficos das figuras 5.13 e 5.14 são, respectivamente, a deformação do tímpano e a diferença de pressão no tímpano para a curva de pressão da figura 5.4.

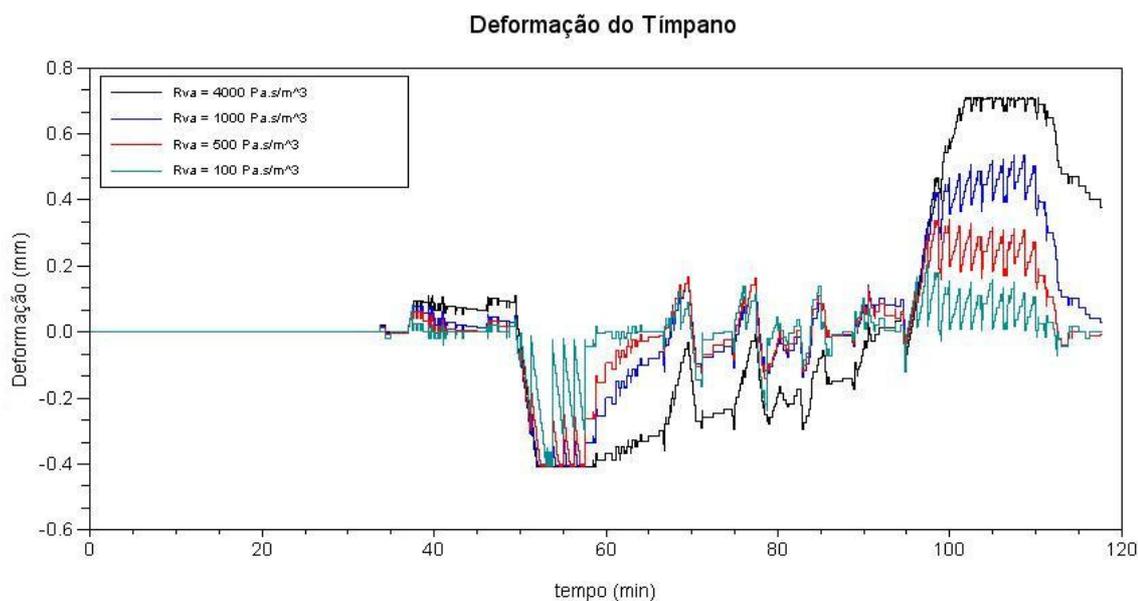


Figura 5.11: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores de Rva.

A resistência hidráulica da trompa de Eustáquio é o parâmetro de maior sensibilidade no modelo e, o seu valor pode ser bastante reduzido, para pessoas em condições normais, ou bastante elevado, para pessoas que apresentem alguma anormalidade, que pode provocar o entupimento da trompa.

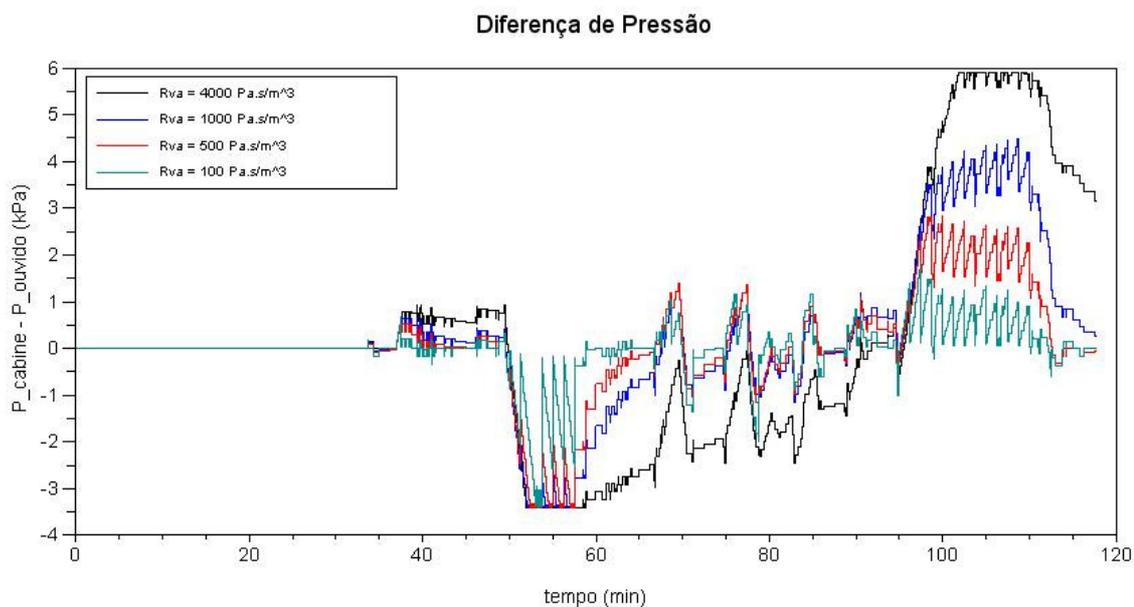


Figura 5.12: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores de Rva.

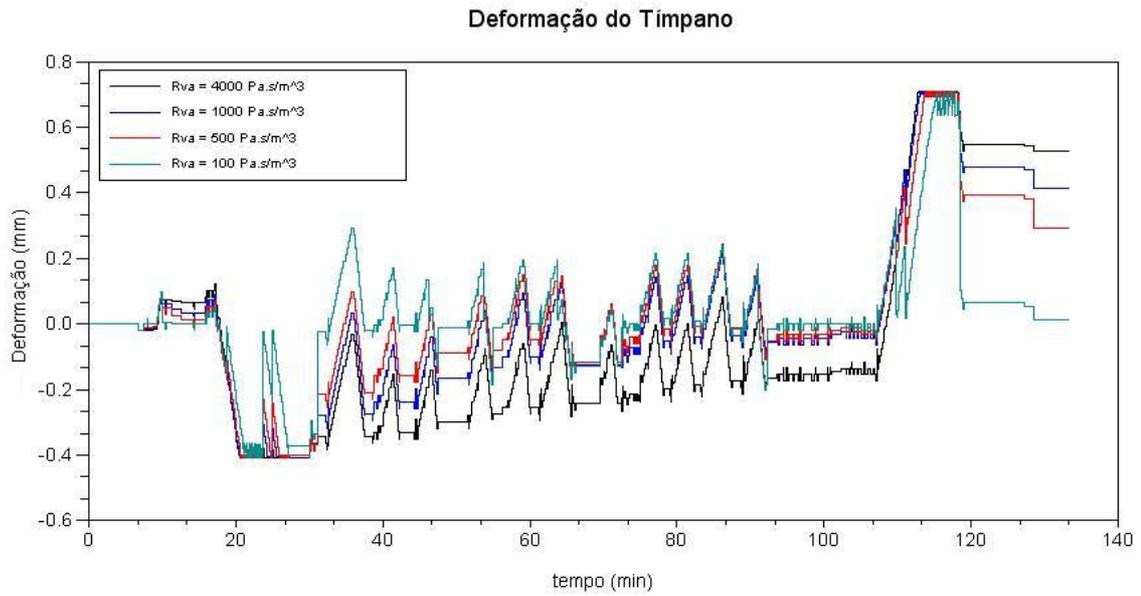


Figura 5.13: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores de  $R_{va}$ .

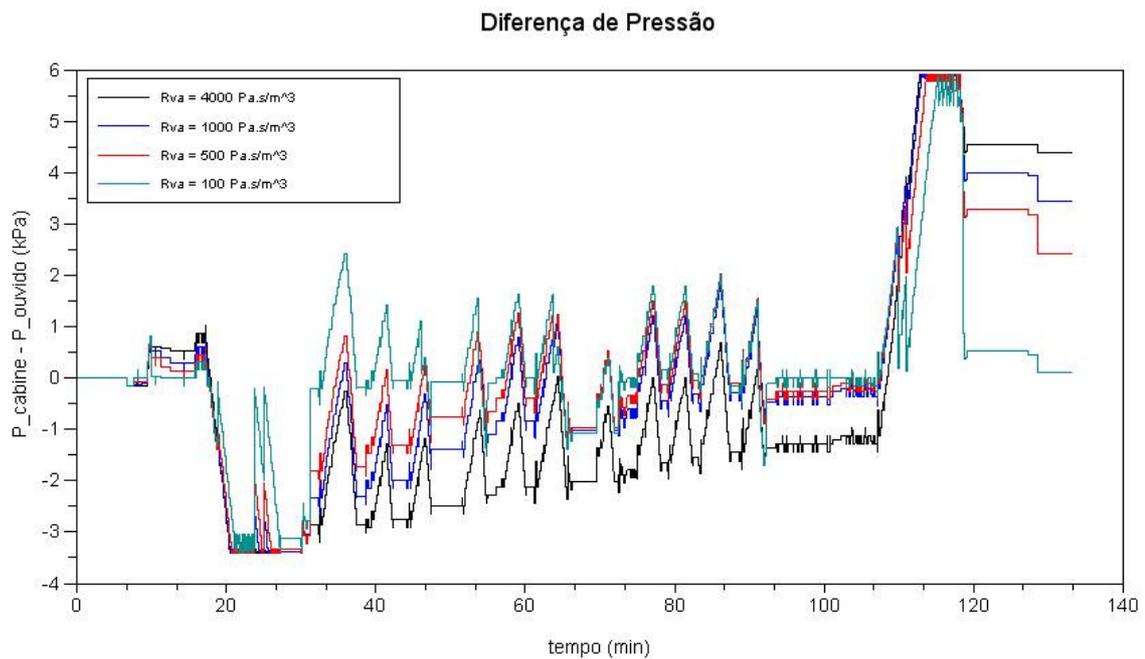


Figura 5.14: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores de  $R_{va}$ .

A análise das figuras 5.11 a 5.14 permitem concluir que para menores valores da resistência hidráulica da trompa de Eustáquio menor é a deformação da membrana timpânica. Isso já era esperado devido às análises feitas anteriormente.

Outra importante análise a ser feita é a variação da frequência de abertura da trompa de Eustáquio. As figuras 5.15 e 5.17 mostram a deformação da membrana timpânica para esses casos.

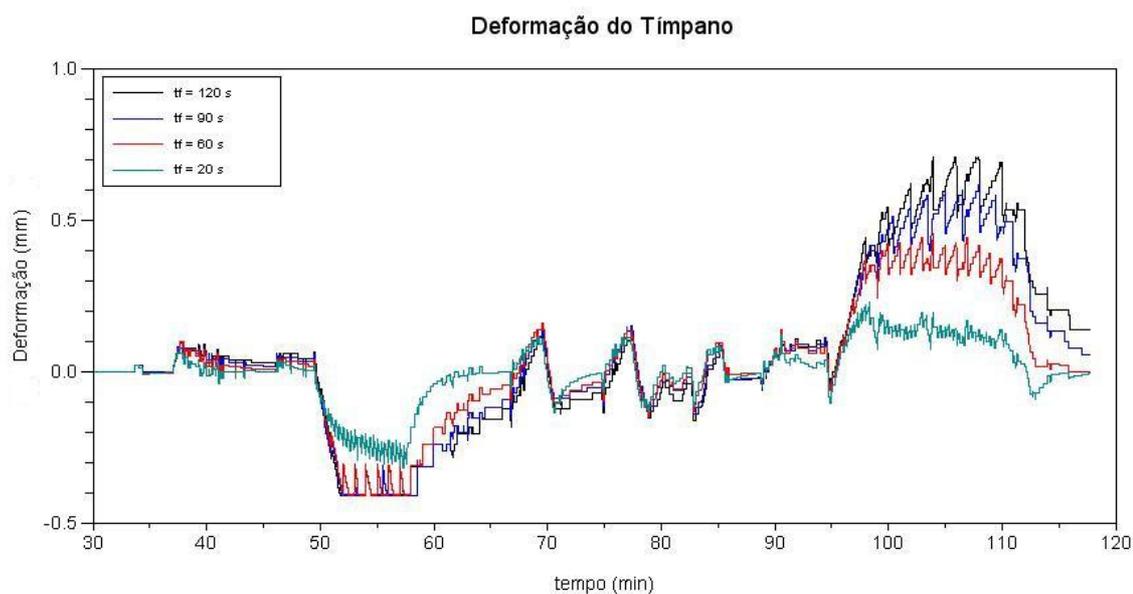


Figura 5.15: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.

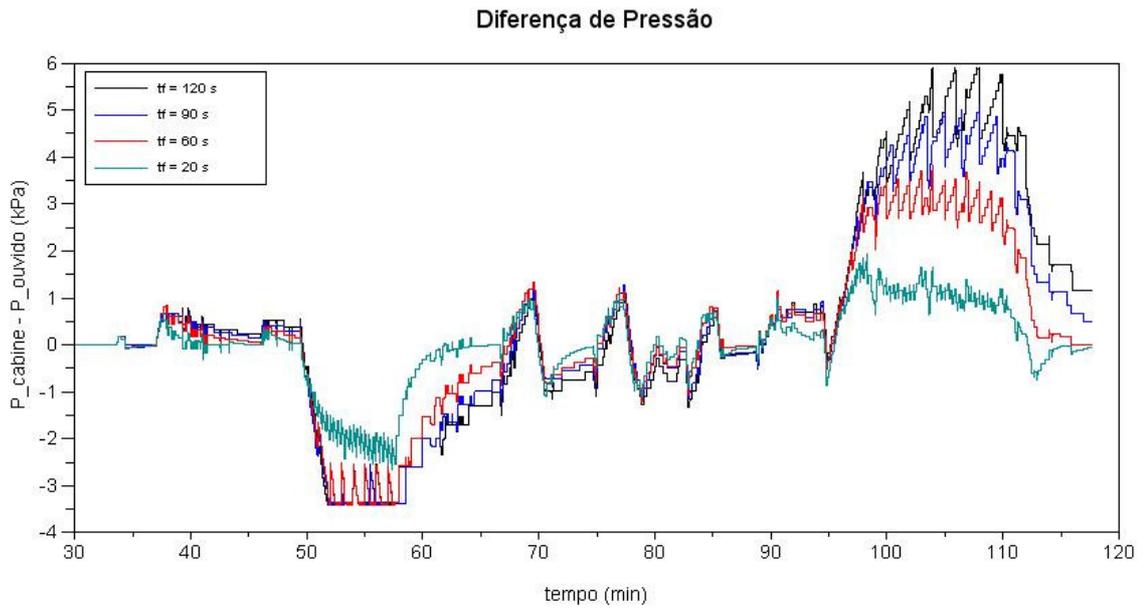


Figura 5.16: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes freqüências de abertura da trompa de Eustáquio.

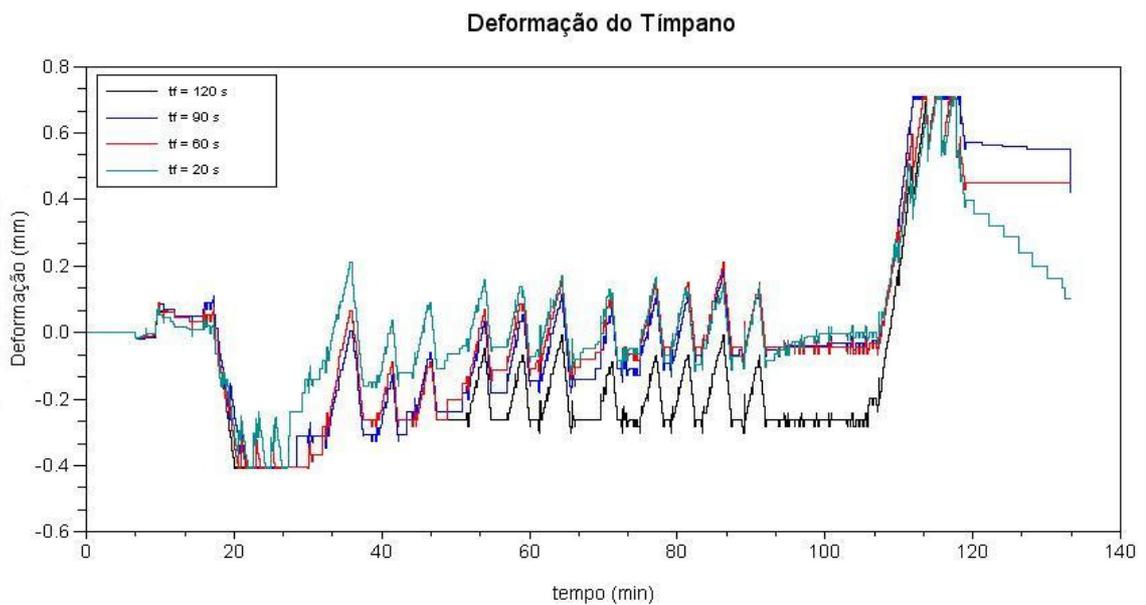


Figura 5.17: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes freqüências de abertura da trompa de Eustáquio.

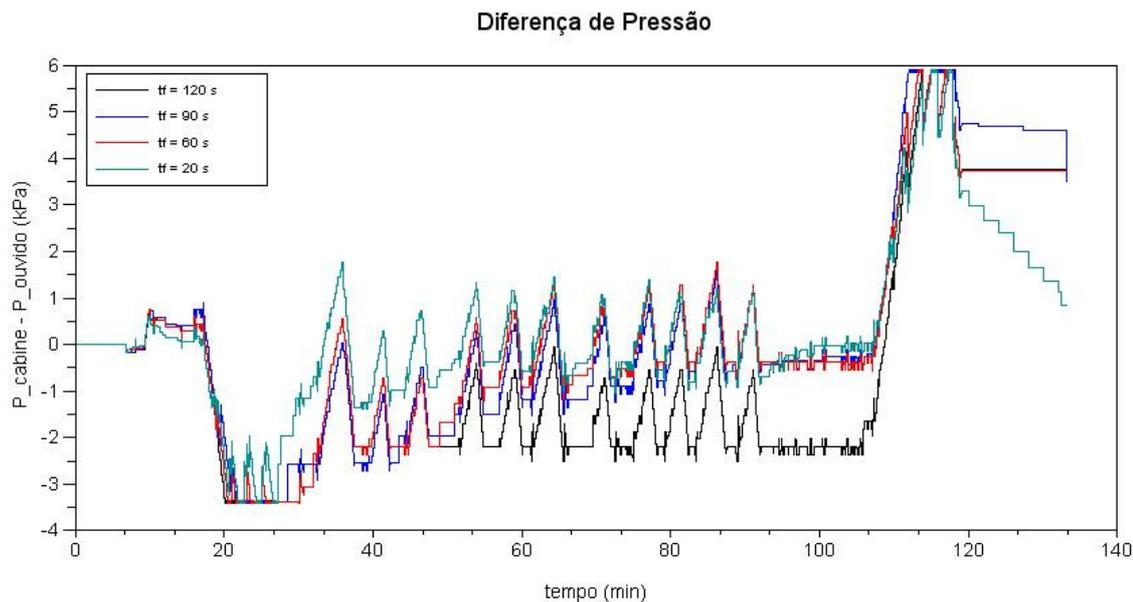


Figura 5.18: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes frequências de abertura da trompa de Eustáquio.

A análise das figuras 5.15 e 5.17 mostra que se o período entre as aberturas da trompa de Eustáquio for menor, então, a deformação da membrana timpânica também será menor. Isso acontece porque a trompa de Eustáquio abre mais vezes num mesmo período de tempo, fazendo com que a pressão dentro da cavidade timpânica tenha mais oportunidades de se igualar com a pressão da cabine. Este resultado já era esperado e pode ser bem visualizado nas figuras 5.15 e 5.17.

A próxima análise trata de diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica. As figuras 5.19 e 5.21 mostram essa diferença para as duas situações distintas de vôo.

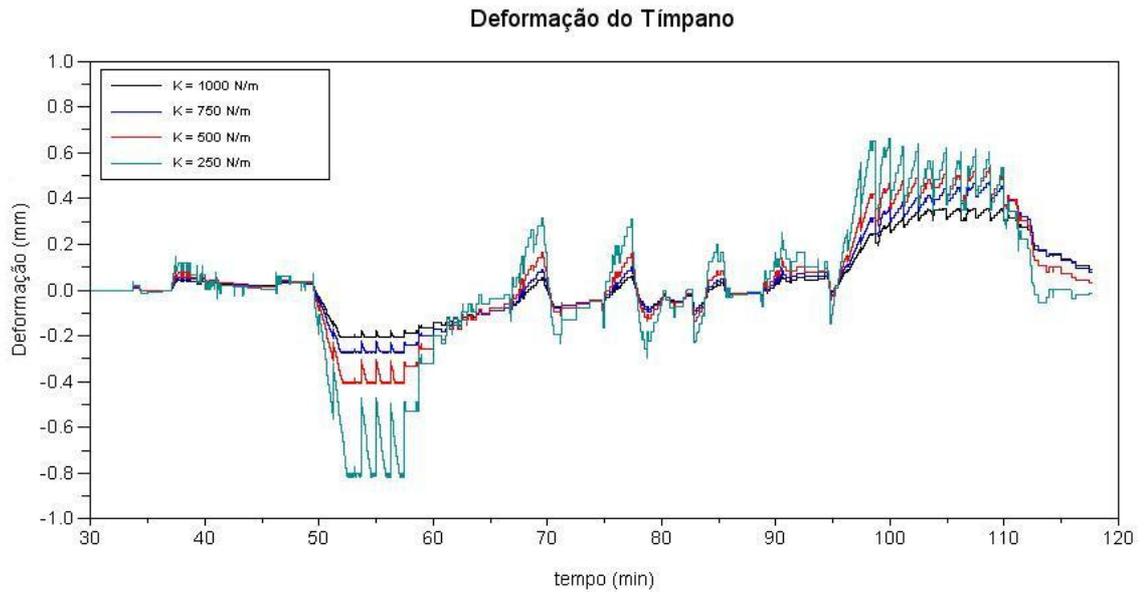


Figura 5.19: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica.

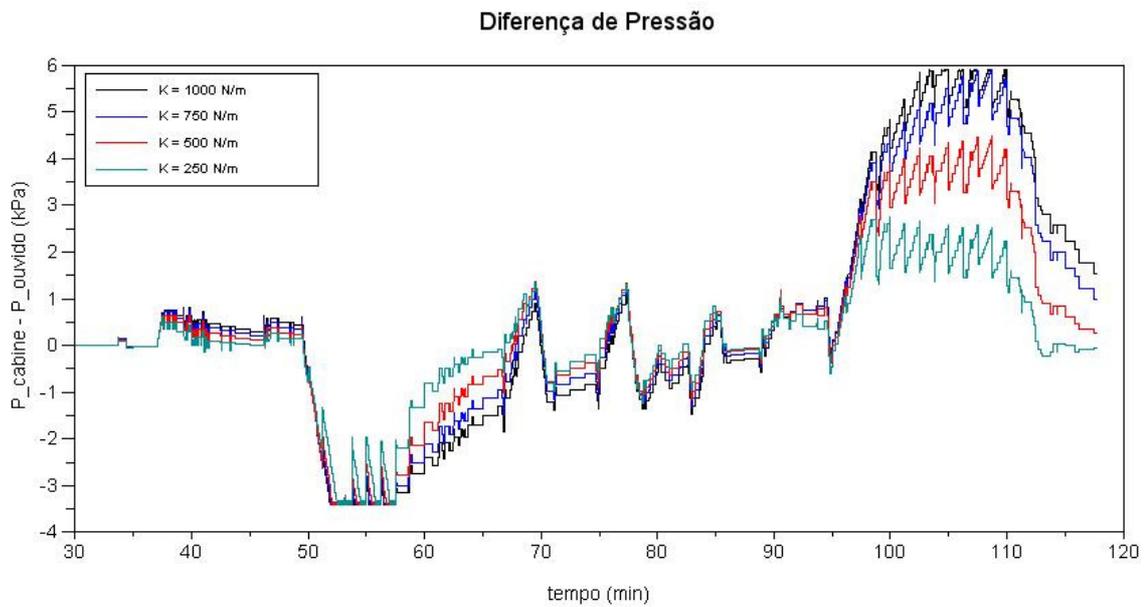


Figura 5.20: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura 5.1 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica.

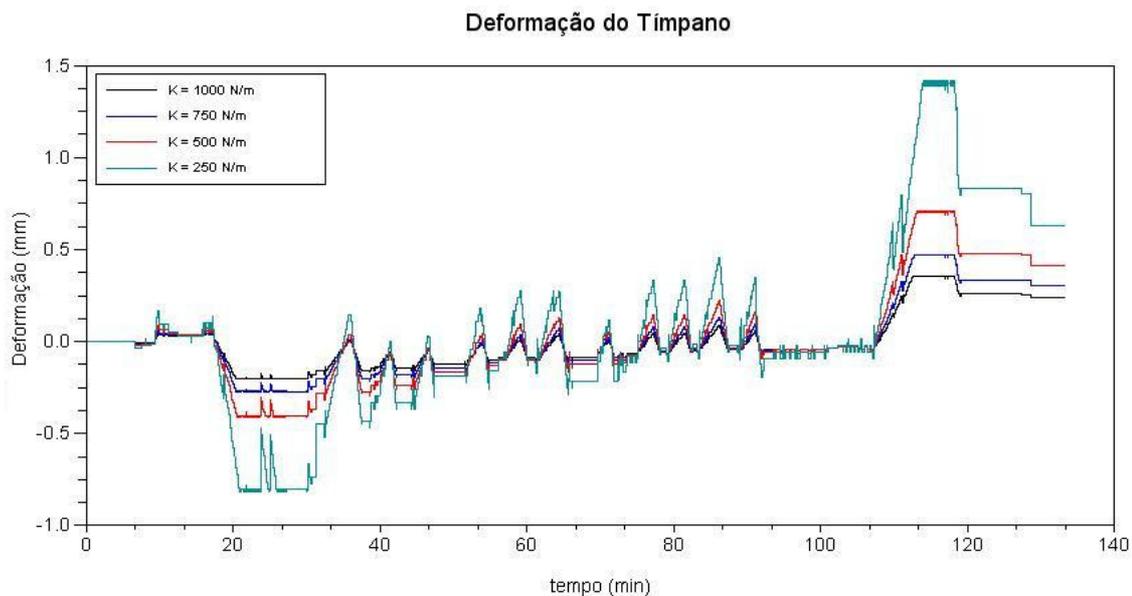


Figura 5.21: Deformação da membrana timpânica referente à curva de pressão da figura 5.4 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica.

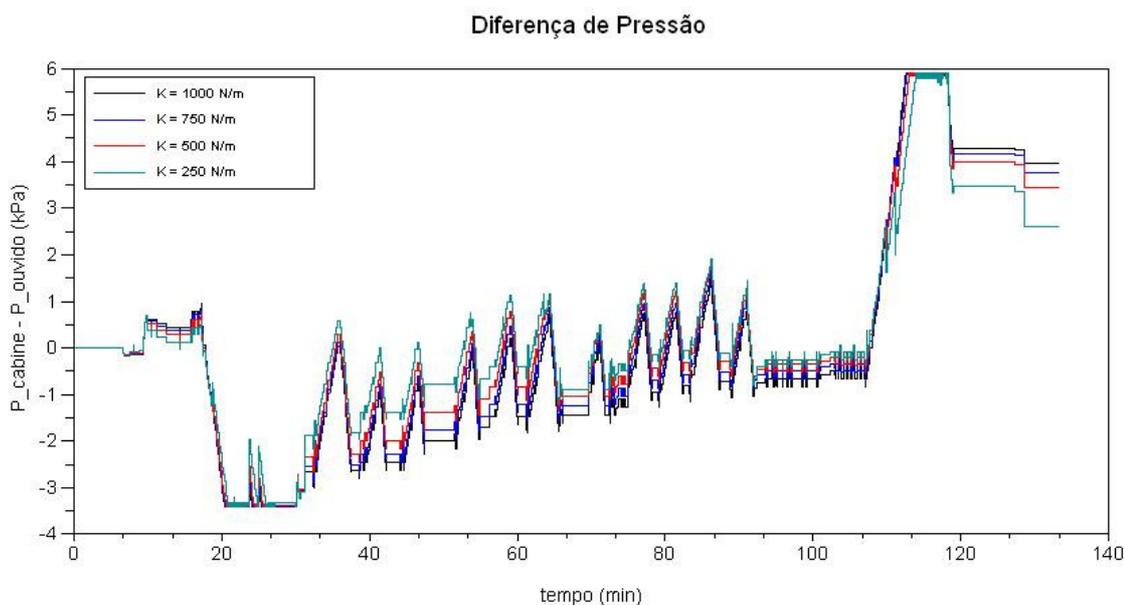


Figura 5.22: Diferença de pressão no tímpano referente à curva de pressão da figura. 5.4 para diferentes valores da constante de deformação elástica da membrana timpânica.

Analisando as figuras 5.19 e 5.21 verifica-se que quanto maior a rigidez da membrana timpânica, menor a sua deformação. Esse resultado já era esperado, pois se a membrana é mais rígida, então, ela deve deformar menos.

Essas análises são bastante viáveis, pois permitem analisar diversas situações possíveis. Além disso, como se trata de parâmetros diferentes, os resultados podem ser interpretados como sendo pessoas diferentes no mesmo vôo. Assim, essas análises ajudam a entender porque existem pessoas que sentem desconforto e até dor durante os vôos e existem pessoas que não sentem nada.

## 6 CONCLUSÕES

O desenvolvimento do modelo realizado foi bem sucedido, sendo que os resultados das simulações estavam de acordo com o esperado. Verificou-se que diversos fatores influenciam no resultado, e que a realização das análises paramétricas foi bastante útil para se observar tais influências.

Através das simulações realizadas, verificou-se que pessoas com diferentes características anatômicas, com relação ao sistema auditivo, sentirão os efeitos da variação da pressão de diferentes formas. As pessoas que tiverem a trompa de Eustáquio obstruída ou parcialmente obstruída são aquelas que têm maiores resistências hidráulicas das trompas e, então, sofrerão maiores deformações da membrana timpânica.

Aquelas pessoas, cujas trompas de Eustáquio abrem em frequências menores (*e.g.* a cada 2 minutos), terão maiores deformações das membranas timpânicas do que aquelas pessoas em que esta frequência é maior (*e.g.* a cada 1 minuto).

Verificou-se, também, que a rigidez da membrana timpânica é outro parâmetro importante para se avaliar corretamente as condições de conforto.

Este modelo se mostra adequado para ser utilizado na análise de conforto se os parâmetros utilizados forem bem definidos experimentalmente. Existe uma faixa possível para esses parâmetros, porém, há a necessidade de se estreitar tais faixas.

A aplicação do modelo a curvas reais de pressão de cabines em vôos também foi bem sucedida, pois os resultados obtidos estavam de total acordo com os resultados esperados.

Através das simulações com curvas reais de pressão, verificou-se que a taxa de variação de pressão utilizada nas aeronaves afetam, também, a deformação do tímpano.

Para a primeira curva estudada, a variação da pressão no estágio de pouso se mostrou mais adequada do que na segunda curva, pois a deformação do tímpano para a segunda curva foi maior.

Uma das maiores dificuldades encontradas foi a localização de bibliografia relacionada a este tema. Observou-se que este assunto é relativamente novo e que os trabalhos nessa área são escassos. Outra grande dificuldade foi encontrar dados confiáveis que permitissem obter valores para os parâmetros utilizados no modelo matemático.

Como visto anteriormente, este trabalho não levou em consideração outras formas de trocas gasosas da cavidade timpânica tais como pelas aerocélulas mastóideas e com a corrente sanguínea. Entretanto, este modelo, apesar de simplificado, permite uma correta avaliação dos efeitos provocados na membrana timpânica pela variação da pressão externa.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Blumen, I. J., Rinnert, K. J. Altitude Physiology and the Stresses of Flight. **Air Medical Journal**, 1995.

Chapra, S.C.; Canale, R. *Numerical Methods for Engineers*, 4<sup>th</sup> edition, New York, McGraw-Hill, 2001.

Cheng, T., Dai, C., Gan, R. Z. Viscoelastic properties of human tympanic membrane. **Annals of Biomedical Engineering**, vol. 35, No. 2, February 2007, pp. 305-314.

Decraemer, W. F., Maes, M. A., Vanhuyse, V. J. An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model. **J. Biomech.** vol. 13(6), pp. 463-468, 1980.

Doyle, W. J. The mastoid as a functional rate-limiter of middle ear pressure change. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**. vol. 71, pp. 393-402, 2007.

Fay, J., Puria, S., Decraemer, W. F., Steele, C. Three approaches for estimating the elastic modulus of the tympanic membrane. **J. Biomech.** vol. 38(9), pp. 1807-1815, 2005.

Kanick, S. C., Doyle, W. J. Barotrauma during air travel: predictions of a mathematical model. **Journal of Applied Physiology**, vol. 98, pp. 1592-1602, 2005.

Kirikaie, I. *The structure and function of the middle ear*. The University of Tokyo Press, Tokyo 157, 1960.

Magnuson, B. Functions of the mastoid cell system: auto-regulation of temperature and gas pressure. **The Journal of Laryngology & Otology**, vol. 117, pp. 99-103, February, 2003.

Sadé, J., Ar, A. Middle ear and auditory tube: middle ear clearance, gas exchange, and pressure regulation. **Otolaryngol Head and Neck Surg**, vol. 116, pp. 499-524, 1997.

Von Békésy, G. *Experiments in Hearing*. McGraw-Hill Book Company, Inc, New York, 745, 1960.

<http://www.manualmerck.net/?url=/artigos/%3Fid%3D310%26cn%3D1346> – último acesso em 04/12/2007.