



Ana Filipa Gonçalves Simões

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de Moldes Anatômicos das Vias Aéreas Superiores Humanas

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Paulo Ribeiro, Professor Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa
Co-orientador: João Goyri O'Neill, Professor Catedrático, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa

Júri

Presidente: Dra. Carla Maria Quintão Pereira
Arguente: Dra. Cláudia Regina Pereira Quaresma
Vogal: Dr. Paulo António Martins Ferreira Ribeiro



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2016

Desenvolvimento de Moldes Anatômicos das Vias Aéreas Superiores Humanas

Copyright © Ana Filipa Gonçalves Simões, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Ao Avô Chico.

Agradecimentos

A realização desta dissertação de Mestrado é o último passo da viagem que começou há cinco anos e marca uma meta à qual eu não teria chegado sem a colaboração e contributo de várias pessoas e instituições. A estas gostaria de agradecer e mostrar o meu apreço, em especial:

Ao meu orientador, o Professor Doutor Paulo Ribeiro, agradeço pelo acompanhamento excepcional do meu percurso de tese, pelo espírito crítico e pela motivação que me fizeram sempre melhorar.

Ao Professor Doutor João Goyri O'Neill, meu co-orientador, sem o qual nunca teria sabido por onde começar, agradeço toda a disponibilidade e o conhecimento sem fim que nunca hesitou em partilhar.

Ao Doutor Nelson Gilberto, um muito grande obrigado pelo entusiasmo, pela preocupação e por ter considerado esta dissertação tão sua como minha.

Ao Doutor José Araújo Martins, agradeço todas as questões, todas as respostas e o muito tempo que dedicou a esta pequena parte de um projeto maior.

Ao Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas, em particular à Dona Teresa e ao Slava, um grande obrigado pela disponibilidade sempre demonstrada e por terem acolhido com tanto carinho.

Ao Serviço de Otorrinolaringologia e ao Serviço de Neurorradiologia do Hospital Egas Moniz, agradeço a disponibilização dos recursos materiais e humanos e por todo o profissionalismo demonstrado.

Ao pessoal da Oldskull FX, Cid, Catarina, Guilherme, Olga e João, agradeço imensamente por terem partilhado a vossa experiência com alguém que nada sabia, por terem dedicado tempo a ensinar-me, por terem definido em parte o rumo do meu trabalho e pela amizade que criámos.

À Bárbara, um obrigado gigante, por ter sido a minha colega de grupo nos projetos dos anos anteriores e por ter continuado a sê-lo neste trabalho, ainda que não fosse o dela. Sobretudo, obrigada pela paciência e por seres minha amiga. Eu sei que às vezes é difícil.

À Vera, à Daniela, à Daniela, à Carolina, ao Rafael, ao Miguel e ao João, um agradecimento especial pela vossa amizade, pelas discussões e sugestões e pela partilha da vossa sala de trabalho.

Aos amigos que não mencionei e que me acompanharam na viagem, obrigada a todos.

Aos meus pais, o último e o maior dos agradecimentos. Sem vocês, não seria quem

sou, não estaria onde estou, não iria onde vou. Obrigada por todo o apoio, por me terem ouvido, pelos sermões e conselhos e por me deixarem ser eu própria.

Resumo

As doenças crónicas das vias respiratórias têm uma incidência cada vez maior na população mundial. Entre estas, a Rinossinusite Crónica é a mais prevalente e é frequentemente associada à ocorrência de Polipose Nasal. Dado o impacto negativo que estas patologias têm na qualidade de vida dos doentes, é relevante estudar os mecanismos fisiológicos na sua origem.

No âmbito de um projeto de investigação do papel das variações do fluxo aéreo nasal na etiologia da Polipose Nasal, foi anteriormente desenvolvido o protótipo de um sistema de monitorização das pressões e dos fluxos aéreos nas cavidades nasais. Nesta conformidade, o principal objectivo desta dissertação foi desenvolver um modelo anatómico 3D das fossas nasais humanas que pudesse ser utilizado no teste de sistemas de monitorização respiratória, além de estabelecer padrões de teste para os mesmos.

O projeto desta dissertação envolveu uma fase inicial de produção de moldes anatómicos a partir de peça cadavérica, através da aplicação da técnica de injeção-corrosão. A partir dos quais se obteve um molde positivo em silicone.

Numa segunda fase, o modelo de silicone foi caracterizado: foram comparadas as dimensões das estruturas dos moldes; o molde positivo foi avaliado através de Endoscopia e de Tomografia Computorizada; e por último, foi medida a pressão a várias profundidades dentro das fossas nasais esquerda e direita do molde, em regimes de respiração basal e forçada, com e sem oclusão da fossa nasal contrária à da medição.

Este estudo revelou a existência no molde positivo das estruturas típicas do interior das fossas nasais humanas, confirmando a sua semelhança a um aparelho nasal real. Foi também verificado que as variações da pressão no modelo são idênticas à previstas teoricamente. Os resultados sustentam a utilização do molde positivo em testes de funcionalidade dos protótipos de sistemas de monitorização respiratória.

Palavras-chave: Rinossinusite Crónica, Polipose Nasal, Moldes Anatómicos, Fluxo Aéreo Nasal, Rinomanometria.

Abstract

Chronic respiratory diseases have an increasing incidence in the world population. Among them, Chronic Rhinosinusitis is the most prevalent and it's often associated with Nasal Polyposis occurrence. Given the negative impact these diseases have on the life quality of patients, it is relevant to study the physiological mechanisms in their origin.

Within the scope of a research project on the contribution of changes in nasal airflow in the etiology of nasal polyposis, a prototype system for monitoring pressures and airflow inside the nasal cavities has been previously developed. Under this compliance, the main objective of this thesis was to develop a 3D anatomical model of the human nasal airways to be used for testing respiratory monitoring systems, and to establish testing standards for them.

The project of this thesis involved a first stage of production of anatomical casts from cadaver specimens by applying the injection-corrosion technique, from which a positive silicone cast was built.

In a second stage, the silicone model was characterized: dimensions of the casts structures were compared; the positive model was evaluated by endoscopy and Computerized Tomography; and finally, the pressure was measured at various depths in the left and right nasal cavities of the cast, during quiet and forced breathing, with and without occlusion of the nasal cavity opposed to the one where measurements took place.

This study confirmed the similarity of the positive cast to a real nasal system, presenting evidence of the typical structures present within the human nasal airways. It was also found that the pressure relations in the model are identical to the ones predicted in theory. The results support the use of the positive mold in functionality tests of prototypes of respiratory monitoring systems.

Keywords: Chronic Rhinosinusitis, Nasal Polyposis, Anatomical Casts, Nasal Airflow, Rhinomanometry.

Índice

Lista de Figuras	xvii
Lista de Tabelas	xxi
Siglas	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estrutura da Dissertação	3
2 Estado da Arte	5
2.1 Moldes Anatómicos	5
2.1.1 Materiais Utilizados	5
2.1.2 Definição de Moldes de Corrosão	7
2.1.3 Técnica de Injeção-Corrosão	7
2.1.4 Moldes das Cavidades Nasais Humanas	8
2.2 Estudo do Fluxo Nasal	9
3 Conceitos Fundamentais	11
3.1 Fundamentos de Anatomia e Fisiologia	11
3.1.1 Cavidades Nasais.....	11
3.1.2 Anatomia do Nariz e Fossas Nasais.....	11
3.1.3 Padrão de Circulação do Ar Durante uma Inspiração.....	12
3.1.4 Padrão de Circulação do Ar Durante uma Expiração.....	14
3.1.5 Resistência à Passagem do Ar ao Longo da Fossa Nasal.....	14
3.1.6 Ciclo Nasal	15
3.1.7 Rinossinusite Crónica e Polipose Nasal.....	15
3.1.8 Análise das fossas nasais.....	16
3.2 Fluxo Nasal.....	16
4 Materiais e Métodos	19
4.1 Desenvolvimento de um Molde das Cavidades Nasais	19
4.1.1 Materiais	19

ÍNDICE

4.1.2	Protocolo 1: Da Peça Cadavérica ao Molde A.....	23
4.1.3	Protocolo 2: A escultura do Molde B.....	25
4.1.4	Protocolo 3: Obtenção do Molde C em silicone.....	26
4.2	Análise e Testes ao Molde em Silicone.....	29
4.2.1	Análise Endoscópica.....	29
4.2.2	Tomografia Axial Computorizada	29
4.2.3	Manometria.....	31
5	Resultados e Discussão.....	37
5.1	Análise Visual dos Moldes.....	37
5.1.1	Molde A.....	37
5.1.2	Molde B.....	39
5.1.3	Molde C.....	41
5.1.4	Comparação da Dimensão dos Moldes	42
5.2	Análise através de Métodos de Imagem.....	46
5.2.1	Endoscopia.....	46
5.2.2	Tomografia Computorizada.....	48
5.3	Análise das Pressões Internas.....	52
5.3.1	Parâmetros Estatísticos.....	53
5.3.2	Pressões ao Longo da Fossa Nasal.....	56
5.3.3	Fossa Nasal Direita e Fossa Nasal Esquerda.....	60
5.3.4	Pressões Internas em Vários Regimes de Ventilação.....	65
6	Conclusões e Perspetivas Futuras.....	69
	Bibliografia.....	73
	Apêndice A – Resultados.....	77
A.1	Pressões Internas da Fossa Nasal Esquerda em Respiração Forçada sem Oclusão	77
A.2	Análise Descritiva dos Dados Pressão	78
A.3	Análise das Pressões ao Longo da Fossa Nasal	81
A.4	Comparação entre Gráficos de Pressão para as Fossas Nasais Direita e Esquerda.....	84
A.5	Comparação de Parâmetros Descritivos para as Fossas Nasais Direita e Esquerda.....	90
A.6	Comparação entre Parâmetros Descritivos para Diferentes Tipos de Ventilação e Oclusão.....	95
	ANEXO I – Fichas Técnicas de Materiais.....	99
I.A	Perspex Tensol n.º70.....	99

I.B	Alginato	102
I.C	Plastilina.....	104
I.D	Silicone	107
ANEXO II – Relatórios de Endoscopia		108
II.A	Resultados da Primeira Endoscopia com Endoscópio de 30°	108
II.B	Resultados da Segunda Endoscopia com Endoscópio de 0° e 30°.....	110

Lista de Figuras

1.1	Estrutura da dissertação	4
2.1	Esquema de resumo do protocolo para construção do molde utilizado por Levine	9
3.1	Esquema representante das cavidades nasais e da sua posição relativa	12
3.2	Cavidades nasais nos planos sagital e coronal.....	13
3.3	Esquematisação dos padrões de circulação do ar através da fossa nasal durante uma inspiração e uma expiração	14
3.4	Pólipo nasal proveniente de uma concha média bolhosa.....	16
4.1	Esquematisação do procedimento para obtenção de um molde das cavidades nasais.	20
4.2	Reação de polimerização do Metil-metacrilato em Polimetil-metacrilato.....	20
4.3	Fórmula estrutural dos compostos químicos que constituem o alginato.....	21
4.4	Unidade repetitiva do silicone, o siloxano, em que R e R' designam grupos orgânicos quaisquer	22
4.5	Protocolo 1 simplificado para obtenção do Molde A.....	24
4.6	Protocolo 3 simplificado para obtenção do Molde C.....	27
4.7	Cortes aplicados no exame de Tomografia Computorizada do Molde C.....	30
4.8	Montagem do Molde C e traqueia de ventilação para teste de manometria	32
4.9	Sequência de variáveis consideradas nos testes na medição de pressões do molde.....	32
4.10	Identificação dos locais a diferentes profundidades dentro da fossa nasal onde foram recolhidos dados de pressão	33
4.11	Identificação dos cortes coronais utilizados para a construção de um modelo geométrico da fossa nasal	34
4.12	Modelo geométrico da fossa nasal com base na área de secção eficaz a diferentes profundidades	35
5.1	Fotografias do Molde A visto de diferentes perspetivas	38
5.2	Fotografia do molde do vestíbulo nasal em alginato	39
5.3	Fotografias do Molde B visto de diferentes perspetivas.....	40

5.4	Fotografias do Molde C visto de diferentes perspectivas	42
5.5	Imagens de Endoscopia Realizada ao Molde C	47
5.6	Imagens de Tomografia Computorizada do Molde C no plano axial	49
5.7	Imagens de Tomografia Computorizada do Molde C no plano coronal.....	49
5.8	Imagens de Tomografia Computorizada do Molde C no plano sagital	50
5.9	Gráfico das pressões internas da fossa nasal direita, em regime de ventilação basal, sem obstrução	52
5.10	Gráficos dos parâmetros estatísticos analisados em diferentes locais da fossa nasal esquerda, em regime de ventilação basal, sem obstrução	57
5.11	Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em regime basal sem oclusão	60
5.12	Comparação entre os parâmetros estatísticos calculados para fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em regime basal sem oclusão	63
5.13	Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita para diferentes tipos de respiração	66
A.1	Gráficos das pressões internas em diferentes regiões da fossa nasal esquerda para respirações forçadas e sem oclusão	77
A.2	Gráficos dos parâmetros analisados em diferentes regiões das fossas nasais, para cada tipo de ventilação e oclusão estudado	81
A.3	Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, para respirações do tipo basal com oclusão.....	84
A.4	Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, para respirações forçadas com oclusão	87
A.5	Comparação entre os parâmetros calculados para as fossas nasais direita e esquerda, para respirações basais com oclusão	90
A.6	Comparação entre os parâmetros calculados para as fossas nasais direita e esquerda, para respirações forçadas com oclusão.....	92
A.7	Comparação entre os parâmetros descritivos calculados nos diferentes tipos de ventilação e de oclusão	90

Lista de Tabelas

2.1	Materiais utilizados na produção de moldes anatômicos	6
4.1	Pressões diferenciais medidas em cada secção do modelo geométrico.....	35
5.1	Dimensões das principais estruturas visíveis dos Moldes A, B e C.....	43
5.2	Parâmetros descritivos calculados para os conjuntos de pressões internas do Molde C recolhidos e o seu significado no contexto da análise.	53
5.3	Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração basal, sem oclusão, nas várias regiões da fossa nasal.....	55
5.4	Variação da MVA das pressões em diferentes regiões da fossa nasal esquerda, em regime de respiração basal, sem oclusão.....	58
A.1	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respiração basal, sem oclusão, nas várias regiões da fossa nasal	78
A.2	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração basal, com oclusão, nas várias regiões da fossa nasal	78
A.3	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respiração basal, com oclusão, nas várias regiões da fossa nasal	79
A.4	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração forçada, sem oclusão, nas várias regiões da fossa nasal	79
A.5	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração forçada, com oclusão, nas várias regiões da fossa nasal.....	80
A.6	Pârametros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respiração forçada, com oclusão, nas várias regiões da fossa nasal.....	80

Siglas

CRS Rinossinusite Crónica.

CRSwNP Rinossinusite Crónica com Polipose Nasal.

G L-guluronato.

M D-manurato.

MFE Média das Fases Expiratórias.

MFI Média das Fases Inspiratórias.

MMA Metil-metacrilato.

MPE Média dos Picos de Expiração.

MPI Média dos Picos de Inspiração.

MVA Média dos Valores Absolutos.

NP Polipose Nasal.

PMMA Polimetil-metacrilato.

TC Tomografia Computorizada.

Introdução

1.1 Enquadramento

As doenças crónicas das vias respiratórias afetam cada vez mais a população mundial, tendo tido um crescimento exponencial na últimas duas décadas [1]. Entre as patologias mais comuns encontram-se a Rinossinusite Crónica (CRS, do inglês *Chronic Rhinosinusitis*) e a Polipose Nasal (NP, do inglês *Nasal Polyposis*). Um estudo de 2011 verificou que a primeira destas patologias tem uma prevalência bastante elevada em Portugal, com cerca de 27,1% da população da zona de Coimbra afetada (onde se localizava o centro do estudo em Portugal), principalmente quando comparada com a média europeia de 10,9% [2].

O impacto que estas patologias têm na sociedade reflete-se não só na qualidade de vida dos doentes mas também com elevados custos financeiros, quer para os próprios quer para as instituições de saúde, custos estes associados diretamente às terapias ou indiretamente à diminuição da produtividade [3].

Por estas razões, na última década têm sido conduzidos vários estudos com o propósito de produzir diretrizes e documentos de consenso no que diz respeito ao que se conhece sobre as patologias, a sua epidemiologia, o seu diagnóstico e o seu tratamento [4]. Neste campo, destaca-se o trabalho da Academia Europeia de Alergologia e Imunologia Clínica (EAACI) que criou o primeiro destes documentos em 2005 e o tem vindo a atualizar, com a versão mais recente publicada em 2012.

De encontro à linha de pensamento destes documentos e no sentido de aumentar a compreensão dos mecanismos anatómicos e fisiológicos que se encontram na origem destas patologias, torna-se cada vez mais relevante o desenvolvimento de novos métodos de diagnóstico. Pretende-se que estes novos métodos sejam mais fáceis de aplicar, mais objetivos, forneçam resultados quantitativos, sejam economicamente viáveis e menos invasivos, atuando em fases iniciais das doenças e promovendo um

melhor prognóstico ou mesmo na sua prevenção. Esta é uma das melhores formas de providenciar melhores cuidados de saúde à sociedade.

Com o objetivo de estudar o papel que o fluxo nasal e as suas variações possam ter no desenvolvimento e comportamento clínico da CRS e da NP, o Centro de Física e Investigação Tecnológica (CEFITEC) do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia (FCT) e o Centro de Estudos de Doenças Crónicas (CEDOC) da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da Universidade Nova de Lisboa uniram esforços num projeto denominado FISIOPOL - Physiological Factors in the Ethiology of Nasal Polyposis. Neste âmbito, foi construído um sistema de monitorização respiratória capaz de medir as pressões intranasais. No momento presente, o sistema encontra-se na fase de desenvolvimento do segundo protótipo.

Nos últimos cinquenta anos, a Faculdade de Ciências Médicas tem feito crescer o seu nome ao nível da criação de moldes anatómicos pela técnica da injeção-corrosão. Mais recentemente, através da mesma técnica, têm sido produzidos moldes das vias aéreas com o intuito de visualizar detalhadamente as alterações estruturais associadas não só à CRS e NP, como também a outras patologias das fossas nasais.

A presente dissertação junta as Faculdades, FCT e FCM, e complementa o projeto de desenvolvimento do sistema de monitorização das pressões intranasais. Nesta conformidade, no presente trabalho de dissertação foi proposta a utilização de moldes anatómicos das cavidades nasais com o propósito de testar os protótipos do sistema de monitorização respiratória e estabelecer alguns padrões de teste.

1.2 Objetivos

O presente trabalho de dissertação tem como principal objetivo o desenvolvimento e validação de um modelo das vias nasais humanas que possa ser utilizado em testes funcionais de protótipos de sistemas de monitorização respiratória. Por conseguinte, este projeto pretende atingir as seguintes metas:

1. Estudar os conceitos relacionados com a anatomia das vias aéreas superiores humanas e com o fluxo aéreo nasal;
2. Conhecer a técnica de injeção-corrosão, a sua aplicação na produção de moldes anatómicos e os materiais utilizados para tal;
3. Obter um molde negativo das fossas nasais humanas que seja representativo da sua anatomia através da utilização da técnica de injeção-corrosão em espécime cadavérico;
4. Produzir um molde positivo das fossas nasais humanas que seja representativo da sua anatomia e que possibilite a passagem de um fluxo de ar;

5. Analisar o molde positivo em termos da sua similaridade anatómica com fossas nasais humanas reais através de parâmetros dimensionais, endoscopia e tomografia computadorizada;
6. Medir a pressão em diferentes regiões dentro do molde positivo, em diferentes regimes de ventilação e diferentes condições de obstrução, e estabelecer relações entre as medidas.

Com este trabalho de dissertação, pretende-se facilitar a compreensão dos mecanismos fisiológicos que estão na origem da patologia da Polipose Nasal ao nível das variações do fluxo nasal.

1.3 Estrutura da Dissertação

A presente dissertação de mestrado é constituída por seis capítulos sequenciais e interligados, onde é apresentado o trabalho preliminar de pesquisa dos fundamentos teóricos e do estado da arte, a metodologia de desenvolvimento do projeto, os seus resultados e a respetiva discussão. O documento encontra-se assim estruturado do seguinte modo:

- No Capítulo 2 é feita uma revisão da literatura associada ao desenvolvimento de moldes anatómicos, nomeadamente de moldes das vias aéreas superiores.
- No Capítulo 3 são abordados alguns conceitos básicos de anatomia e fisiologia das cavidades nasais, bem como do fluxo de ar que passa nas mesmas.
- No Capítulo 4 descrevem-se os principais materiais e os protocolos utilizados na obtenção de um modelo das fossas nasais. São também referidos alguns métodos de análise e os resultados esperados dos mesmos testes.
- No Capítulo 5 apresentam-se os resultados dos vários procedimentos de análise do modelo obtido e a discussão dos mesmos.
- No Capítulo 6 encontram-se sumarizadas as principais conclusões face ao trabalho desenvolvido e mencionam-se alguns aspetos que poderão ser tomados em conta em projetos futuros.
- No apêndice A são apresentados algumas imagens e tabelas de resultados que são mencionadas e discutidas ao longo do texto da secção 5, apesar de não figurarem nesta.
- O anexo I contém as fichas técnicas dos principais materiais utilizados no desenvolvimento de moldes.
- No anexo II estão os relatórios de exames de endoscopias realizados ao molde positivo.

Um esquema da organização da dissertação pode ser visualizado na figura 1.1.

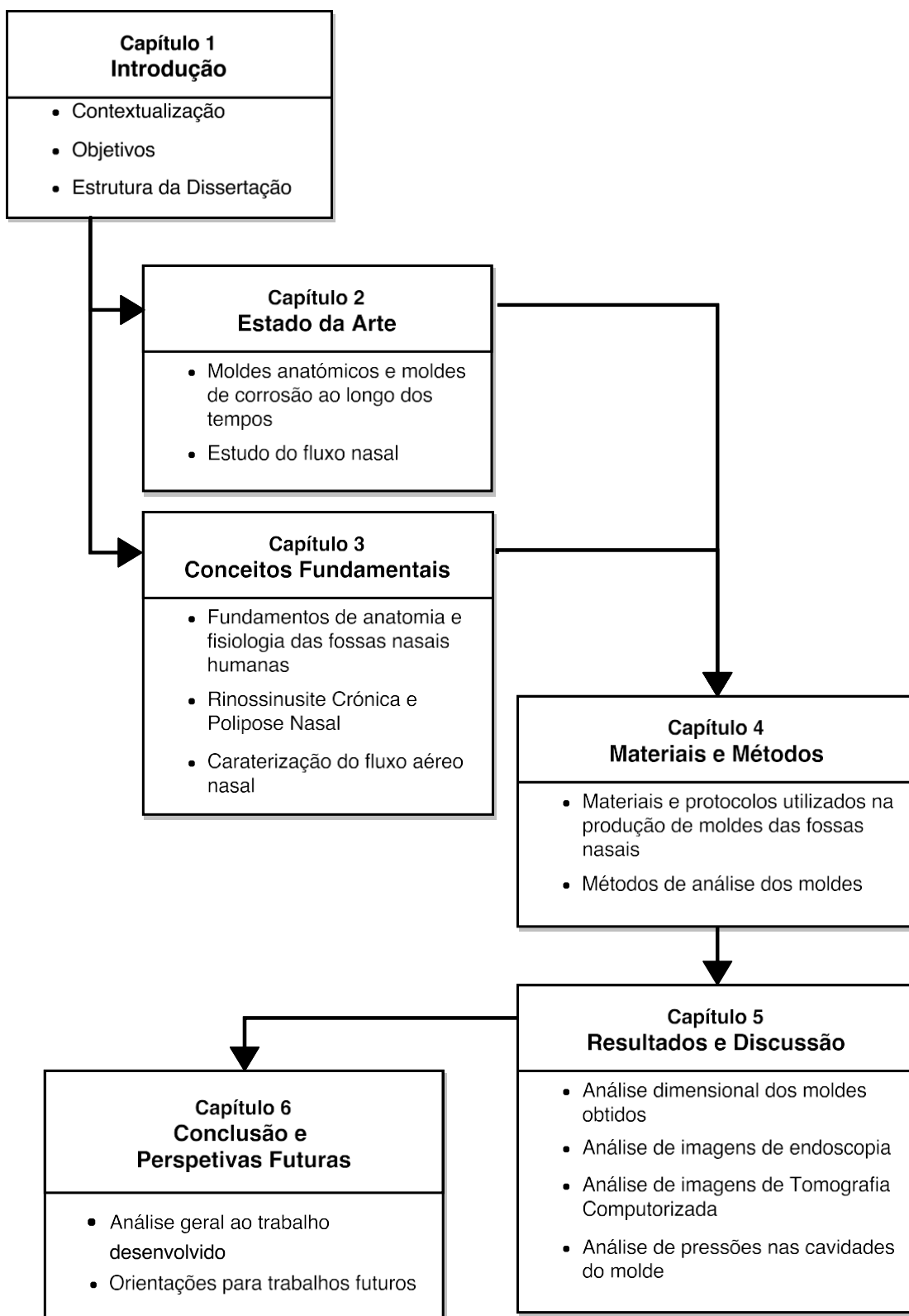


Figura 1.1: Estrutura da dissertação.

Estado da Arte

O presente capítulo apresenta uma revisão da literatura no que diz respeito a dois tópicos: o primeiro refere-se à arte e ciência dos moldes anatómicos ao longo dos tempos e o segundo às formas de estudo do fluxo aéreo nas cavidades nasais e as suas propriedades.

Esta revisão serve assim de ponto de partida para a presente dissertação.

2.1 Moldes Anatómicos

2.1.1 Materiais Utilizados

Os materiais utilizados para moldagem podem ser agrupados em três categorias: soluções aquosas, materiais flexíveis e materiais rígidos dimensionalmente estáveis [5].

Os primeiros moldes anatómicos surgiram com a injeção de líquidos coloridos, por exemplo tinta da Índia, para preencher sistemas ocios. Estes "moldes" eram utilizados sobretudo para visualizar vasos sanguíneos e ventrículos do coração [5, 6]. Um dos pioneiros na utilização de materiais capazes de transitarem do estado líquido para o estado sólido foi Leonardo da Vinci que, no início do século XVI, injetou cera derretida nos ventrículos cerebrais e outras cavidades de bovinos [7].

Na tabela 2.1, são apresentados alguns materiais sólidos que se destacaram na produção de moldes anatómicos. A tabela serve também de linha temporal da evolução dos materiais no que diz respeito ao desenvolvimento de moldes anatómicos: começou-se com materiais mais pesados e grosseiros e, ao longo dos tempos, foram sendo utilizados novos materiais, nomeadamente sintéticos, mais leves, resistentes e capazes de reproduzir mais realisticamente as estruturas anatómicas.

Tabela 2.1: Materiais utilizados na produção de moldes anatómicos [5, 8].

Material	Grupo	Vantagens/Desvantagens
Ligas Metálicas	Materiais Rígidos	Moldes muito pesados.
Gesso	Materiais Rígidos	Não consegue penetrar em estruturas de dimensões mais reduzidas
Resinas Naturais	Materiais Rígidos	Apresentam dificuldades na evaporação dos respetivos solventes; Requerem elevado tempo de solidificação; Retraem com a secagem.
Metil-metacrilato Resinas de Poliéster Espuma de Poliuretano	Materiais Rígidos	Leves; Baixa taxa de deformação após solidificação; Longo período de vida útil; Não necessitam de um solvente; Rápida solidificação; Grau de viscosidade regulável; Permitem moldes com um grau elevado de detalhe anatómico.
Silicone Látex	Materiais Flexíveis	Elevada tensão de rotura; Moldes mais flexíveis e texturizados; Representação mais realista da peça de origem; Podem ser misturados com compostos radiopacos.

2.1.2 Definição de Moldes de Corrosão

Segundo Aharinejad e Lametschwandtner [6] e Haengssgen et al. [5], entende-se por moldagem o preenchimento de espaços ocultos de alguma estrutura com um material que não pertence à estrutura. Se o tecido orgânico envolvente for removido por exposição a agentes corrosivos, o espécime resultante passa a designar-se molde de corrosão (*corrosion cast* ou *microcorrosion cast*).

Atualmente, a técnica de moldagem por corrosão é utilizada sobretudo no estudo de sistemas vasculares e das diversas cavidades do organismo das mais variadas espécies. Estes trabalhos inserem-se nas categorias de anatomia, anatomia comparativa, fisiologia e patologia.

Os moldes de cavidades anatômicas podem ser classificados em negativos ou positivos, caso representem o espaço preenchido por um fluido ou sejam ocultos e representem as paredes das cavidades, respetivamente [9].

2.1.3 Técnica de Injeção-Corrosão

Os moldes anatômicos produzidos por injeção-corrosão têm por base as técnicas tradicionais de moldagem. A evolução nesta área seguiu o avanço natural da tecnologia e dos materiais, mas não se tornou extremamente complexa, até porque, segundo De Sordi et al., a técnica ideal para preparar moldes anatômicos de boa qualidade deve ser simples, relativamente barata, rápida e não alterar a morfologia das estruturas [10].

A produção de moldes anatômicos segue, de forma generalizada, três fases [5]:

1. Preparação do espécime¹ e dos materiais,
2. Injeção do material e, por último,
3. Pós-processamento.

A técnica de injeção-corrosão diz respeito à segunda e terceira fases.

Para criar o molde, o material é injetado no espécime a pressão controlada [11-14]. A tese de Lagarto [15] apresenta a possibilidade de obter os moldes por perfusão do material com um perfusor de rede vascular utilizado em embalsamamento de cadáveres. Com o objectivo de remover o molde da restante matéria orgânica, a peça é submersa num banho químico corrosivo, seja com um agente ácido ou básico. Este processo pode ainda ser auxiliado através da excisão cirúrgica de algum material. Após obtenção do molde, este deve ser lavado e armazenado em solução neutra, por exemplo soro fisiológico.

O Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas tem já uma longa tradição no estudo macroscópico do corpo humano, nomeadamente de sistemas vascu-

¹ Espécime - peça anatômica

lares, através da técnica de injeção-corrosão. Para além da técnica mais tradicional, o departamento introduziu uma inovação, pelas mãos do Doutor Esperança Pina (1972): à resina acrílica utilizada (Polimetil-metacrilato, de nome comercial "Perspex Tensol n.º7") foram adicionados pigmentos fluorescentes. Esta nova técnica, designada injeção--corrosão- fluorescência, permitiu obter imagens de fluorescência de grande definição e fidelidade relativamente ao molde realizado [8].

2.1.4 Moldes das Cavidades Nasais Humanas

Gil afirma ser possível obter moldes positivos das vias aéreas, que as representem de forma realista, desde as fossas nasais até aos ramos da árvore brônquica com 1.0 mm de diâmetro [9]. Estes moldes têm sido utilizados em estudos de dinâmica de fluídos, nomeadamente medição de pressões, resistências de condutas e deposição de partículas [9, 16-18].

Apesar de existirem várias alusões à produção de moldes positivos das cavidades nasais na literatura [9], tais trabalhos não surgiram durante o processo de revisão bibliográfica. Um estudo experimental de 1989 [19], analisou moldes de corrosão do sistema vascular da mucosa nasal do coelho. Porém, os moldes eram apenas da rede de vasos sanguíneos da mucosa do septo nasal e da concha inferior, não da cavidade nasal em si. Existem, de facto, poucos trabalhos acerca da realização de moldes de corrosão das fossas nasais. Todos os que foram analisados na revisão bibliográfica têm como objetivo final a medição de parâmetros que determinam o fluxo do ar através destas cavidades.

Em 1986, Levine [17] obteve um molde, sem recorrer à corrosão dos tecidos orgânicos, que era uma reprodução fiel da estrutura das cavidades nasais e se adaptava aos modelos matemáticos existentes para o fluxo nasal. O molde negativo foi obtido em silicone por moldagem de apenas uma hemissecção de uma cabeça e depois colocado em resina acrílica. Sobre esta camada e o negativo, depositou-se silicone para reproduzir o septo nasal. No fim, a parede lateral e o septo foram colados. Com este molde foi também possível introduzir alterações que simulavam causas não anatómicas de obstrução e aumento da resistência. Este procedimento pode ser visto na figura 2.1

Um ano depois, foi publicado um estudo onde era descrita a preparação de moldes das fossas nasais [16]. O autor utilizou a técnica da injeção-corrosão para obter um molde negativo de plástico, a partir do qual preparou um positivo. Este foi preenchido com parafina quente que serviu de molde para o molde positivo final. Mais recentemente, em 2000, Mlynski produziu moldes negativos das fossas nasais em silicone [18]. Estes foram utilizados na reconstrução das paredes nasais (lateral e medial) em resina transparente.

Em nenhum dos estudos se obteve moldes dos seios paranasais juntamente com as fossas nasais.

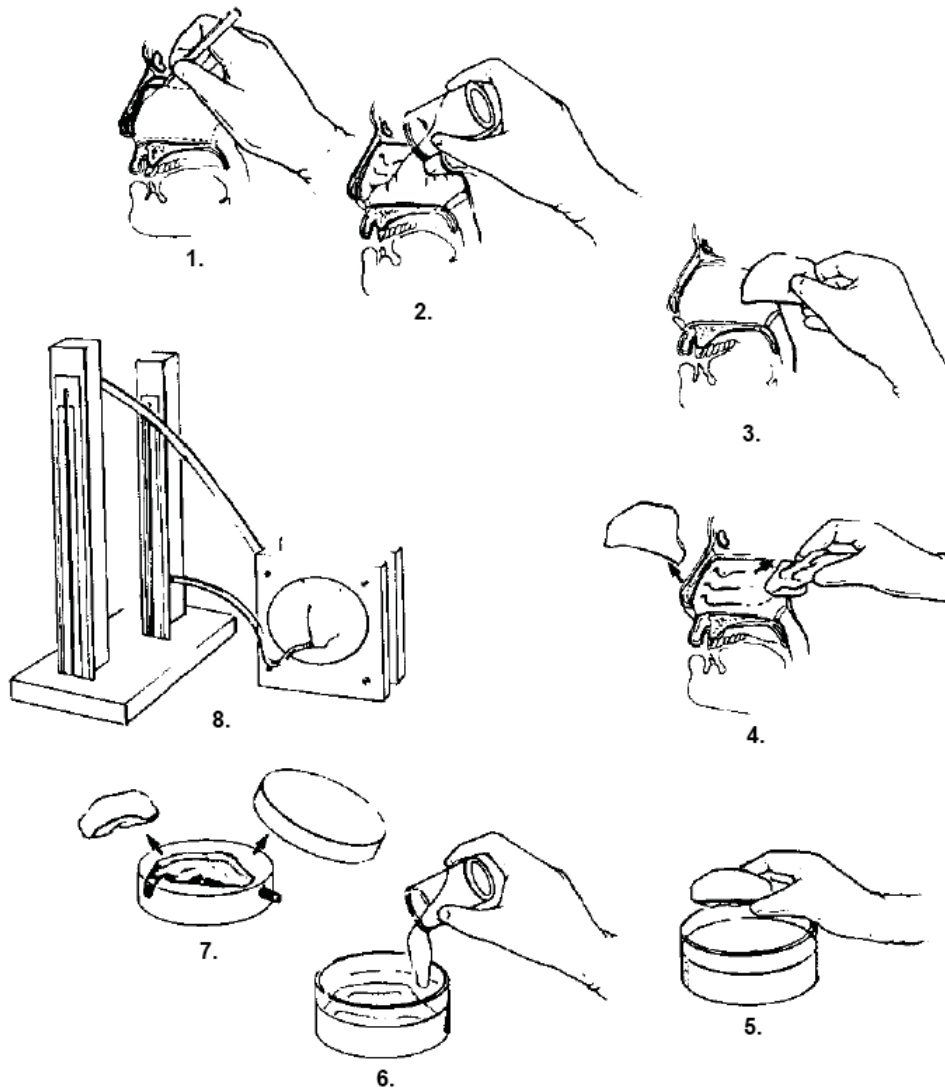


Figura 2.1: Esquema de resumo do protocolo para construção do molde utilizado por Levine. (1) Dissecção do septo nasal da hemisseção da cabeça do cadáver. (2) Utilização de silicone para revestir a via aérea. (3) Recolocação do septo nasal. (4) Remoção do molde da via nasal após 24 horas. (5) Colocação do molde em resina acrílica transparente. (6) Enchimento do recipiente com silicone de modo a cobrir completamente o lado do septo do molde. (7) Perfuração das válvulas de entrada e de saída na peça de acrílico. (8) Teste do modelo numa montagem ligada a um medidor de fluxo e a um manómetro. Imagem adaptada de [17].

2.2 Estudo do Fluxo Nasal

Inicialmente, no estudo do fluxo nasal, começou-se por observar a difusão de soluções aquosas coloridas, partículas suspensas no ar ou de fumo inalado pelas cavidades nasais. É de salientar que qualquer estudo *in vivo* estará sujeito a uma reação da mucosa nasal dos indivíduos testados, designadamente provocando vasodilatação e

alterando o padrão do fluxo de ar. Mais tarde os mesmos princípios foram utilizados em estudos *in vitro*, com moldes de plástico [16]. Existem ainda alguns trabalhos sobre a dinâmica de fluídos nas vias aéreas superiores que utilizam a rinomanometria em moldes anatómicos ou outros modelos artificiais das cavidades nasais [16-18].

O estudo pioneiro do fluxo aéreo nasal foi realizado Proetz, em 1932, o qual registou pressões nas fossas nasais e nos seios paranasais durante a respiração. Em 1951, este mesmo investigador observou os padrões da circulação do ar num modelo plástico através de uma simulação com fumo [20, 21]. Também muito importantes nesta área, os estudos de Proctor (1966) e Swift e Proctor (1977) demonstraram a divisão do fluxo aéreo em duas correntes distintas, a respiratória e a olfactiva, e atribuíram valores ao fluxo aéreo bem como à sua velocidade em diferentes partes do seu percurso [20].

Ao longo da segunda metade do século XX, outros nomes deixaram a sua marca no estudo do fluxo aéreo e dos seus parâmetros, utilizado para tal diversos tipos de modelos, desde reproduções do nariz em grandes dimensões a moldes das cavidades nasais de animais [20]. Com o advento dos computadores e do processamento digital, surgiram, em 1993, pela mão de Elad et al. modelos computacionais tridimensionais do fluxo aéreo nas cavidades nasais humanas. Este estudo veio a confirmar alguns achados anteriores, como por exemplo, a circulação do ar realizar-se maioritariamente através da região de menor resistência das vias aéreas, a região inferior, bem como as conchas nasais serem as principais determinantes do percurso descrito pelo ar e o fluxo de ar distribuir-se mais uniformemente durante a expiração [20]. Mais recentemente, em 2009, foram utilizados modelos computacionais no estudo do fluxo aéreo, desta vez na tentativa de compreender a relação entre a ventilação dos seios paranasais e a patologia da sinusite [21]. Um ano depois, foi desenvolvido outro modelo matemático das cavidades nasais em conjunto com um modelo paramétrico computacional do fluxo aéreo, com o objectivo de se compreender os padrões de circulação do ar em casos patológicos. Uma das conclusões retiradas deste estudo é que o fluxo aéreo está dependente da topologia interna do nariz, sendo esta única de cada indivíduo, não sendo por isso possível utilizar um modelo padrão de cavidades nasais humanas ou de fluxo aéreo [22].

Conceitos Fundamentais

Este capítulo tem como objetivo explicitar os conceitos que servem de base ao tema desenvolvido. Mais concretamente são apresentados os fundamentos anatómicos e fisiológicos da região em questão, juntamente com duas das patologias mais comuns das cavidades nasais, a Rinossinusite Crónica e a Polipose Nasal. São também descritos os padrões do fluxo aéreo nas cavidades nasais bem como a relação entre estes, as estruturas anatómicas e as resistências e pressões intranasais.

3.1 Fundamentos de Anatomia e Fisiologia

3.1.1 Cavidades Nasais

As fossas nasais em conjunto com os seios paranasais (frontais, esfenoidais, maxilares e células etmoidais) formam um sistema de cavidades, figura 3.1, situado na porção central da face. Este sistema constitui a parte superior do sistema respiratório humano. É no topo das fossas nasais que se encontram os recetores olfativos [23, 24].

3.1.2 Anatomia do Nariz e Fossas Nasais

As duas fossas nasais, separadas por um septo ou parede medial, são estruturas formadas por osso e cartilagem, revestidas interiormente por mucosa. À entrada das cavidades situa-se o chamado nariz externo, também designado de pirâmide nasal, uma proeminência triangular na face, com duas aberturas do interior para o exterior denominadas de narinas. As regiões posteriores, constituintes maioritárias das fossas nasais, são mais centrais dentro do crânio e comunicam com a parte nasal da faringe (nasofaringe) através de duas largas aberturas, os cóanos. As cavidades nasais estão separadas da cavidade oral por uma parede inferior ou pavimento, o palato duro; e da

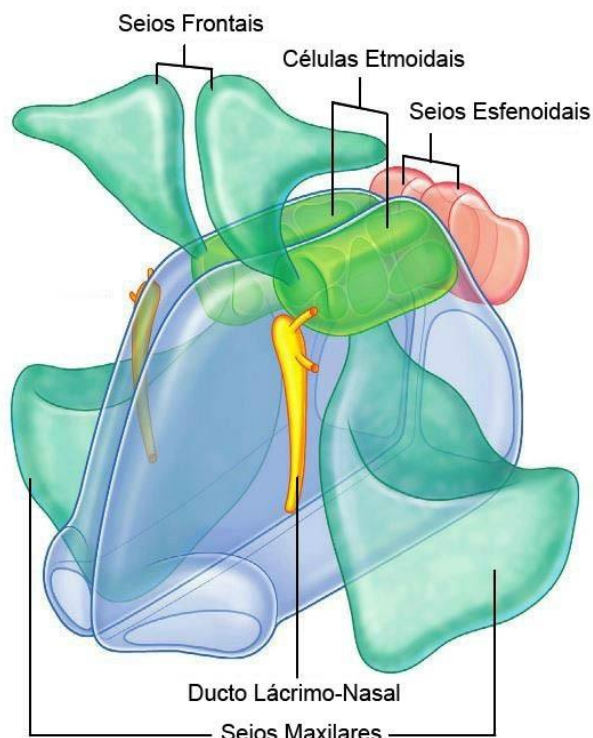


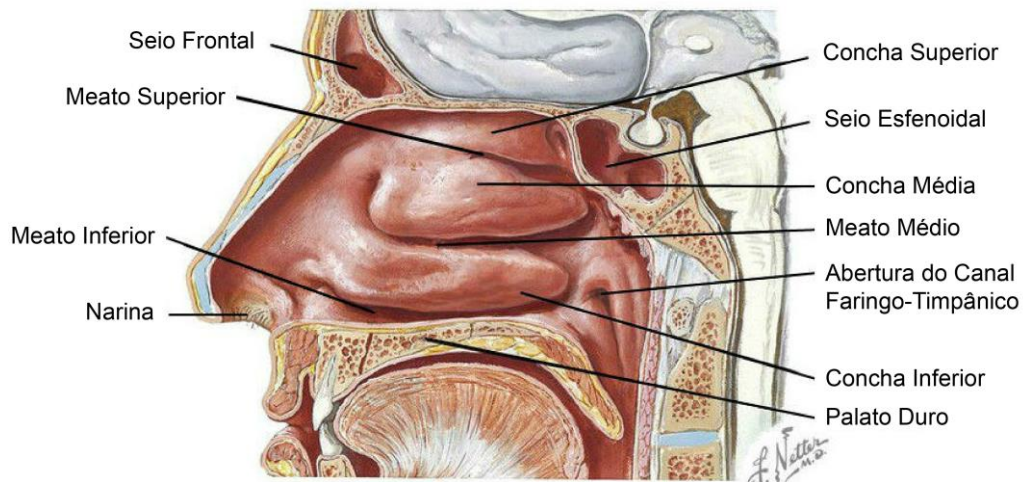
Figura 3.1: Esquema representante das cavidades nasais e da sua posição relativa. A azul observam-se as fossas nasais direita e esquerda; os seios frontais e maxilares, respetivamente superior e lateralmente às fossas nasais, estão representados a verde-azulado; A verde, junto ao teto das fossas nasais, podem ver-se as células etmoidais; Os seios esfenoidais localizam-se num plano posterior, a vermelho. Imagem adaptada da referência [23].

cavidade craniana por uma parede superior, ou teto, constituída por partes dos ossos frontal, etmóide e esfenóide [23, 24].

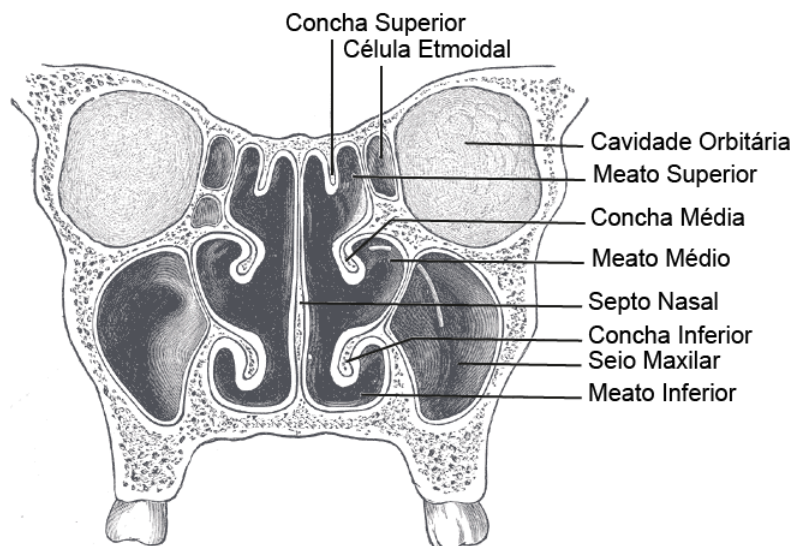
A parede lateral apresenta três estruturas ósseas revestidas por mucosa, de seu nome conchas, que se projetam medial e inferiormente para o interior da fossa nasal (ver figura 3.2) [23, 24]. Entre cada uma existem meatos, espaços entre as conchas por onde passa o ar e que se encontram num meato comum junto do septo nasal. As aberturas para os vários seios paranasais localizam-se nos meatos superior e médio. No meato inferior está presente a abertura do ducto lácrimo-nasal [24].

3.1.3 Padrão de Circulação do Ar Durante uma Inspiração

Num nariz sem patologia associada e para uma inspiração basal, o ar chega à entrada das cavidades nasais em regime de fluxo turbulento, a uma velocidade entre 2 e 3 m/s. Ao entrar no nariz, o ar vai aumentando a sua velocidade até esta atingir um valor máximo de 12 a 18 m/s na parte posterior do vestíbulo (válvula nasal), a mais estreita do percurso. Após a válvula, a secção eficaz das vias nasais aumenta e, por isso, a velocidade do ar diminui novamente para 2 a 3 m/s [20, 27]. Apesar de a nasofaringe



(a) Plano Sagital



(b) Plano Coronal

Figura 3.2: Cavidades nasais nos planos sagital e coronal. (a) O plano sagital é também medial, permitindo visualizar a parede lateral direita com três conchas nasais. Imagem adaptada da referência [25]. (b) O plano coronal mostra a projeção das conchas nasais da parede lateral para o interior das fossas nasais e os respectivos meatos entre elas. Imagem adaptada da referência [26].

apresentar inicialmente um aumento da secção eficaz da fossa nasal, a sua dimensão vai reduzindo e com a diminuição da secção eficaz, a velocidade do ar volta a aumentar ligeiramente.

Ao passar através das fossas nasais, verifica-se que o fluxo de ar se divide em duas correntes: a principal passa entre o meato médio e o septo nasal em regime de fluxo laminar e em direção à nasofaringe; uma outra corrente, que constitui apenas uma pequena fração da corrente inicial, é levada para a região superior das cavidades onde forma um vórtice junto à região olfactiva [28, 29]. Este fluxo aéreo pode ser visualizado na figura 3.3.

3.1.4 Padrão de Circulação do Ar Durante uma Expiração

Durante a expiração, figura 3.3, a velocidade do ar tem um máximo novamente na região da válvula nasal, mas o ar é distribuído mais uniformemente por toda a via aérea. O fluxo mantém-se laminar [3, 20, 29].

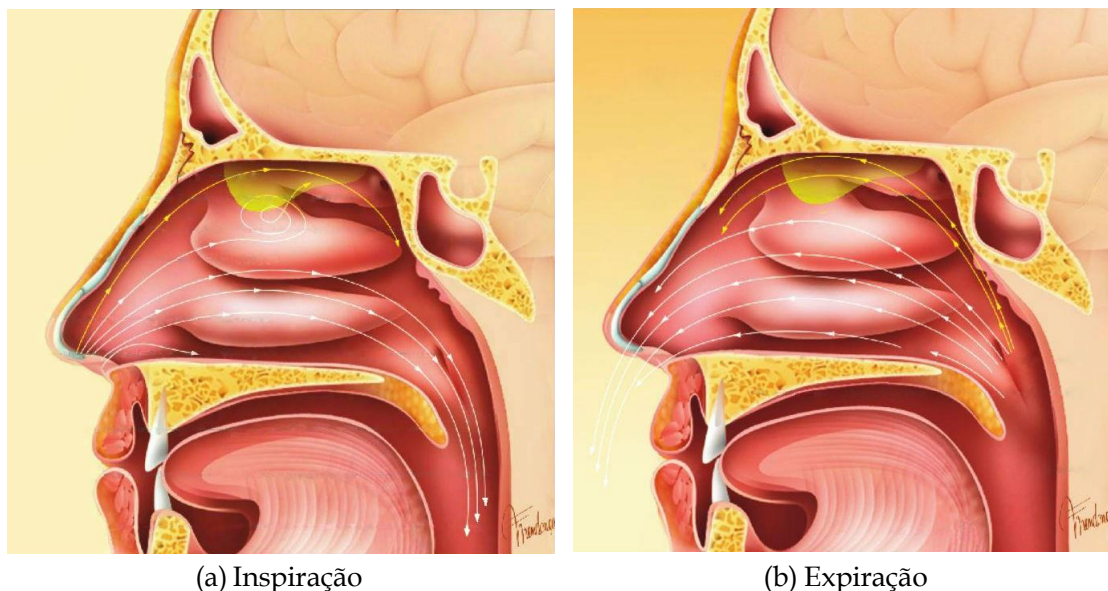


Figura 3.3: Esquematisação dos padrões de circulação do ar através da fossa nasal durante (a) uma inspiração e (b) uma expiração. Em (a), é possível observar-se a diferenciação do ar que entra na cavidade nasal em duas correntes, uma das quais forma um redemoinho junto à região olfactiva, representada a amarelo. Verifica-se também que o ar passa maioritariamente na zona do meato médio. Em (b), é notável a distribuição mais homogênea do ar pela cavidade nasal durante a sua saída. Imagens adaptadas da referência [30].

3.1.5 Resistência à Passagem do Ar ao Longo da Fossa Nasal

A resistência das vias aéreas superiores (nariz e cavidades nasais) é, em média, 40% da resistência total das vias respiratórias, podendo chegar aos 70% [27, 31, 32].

Diversos fatores afetam a resistência nasal à passagem do ar. Estes fatores incluem, o direcionamento do ar pelas narinas, o formato e tamanho das conchas nasais, a velocidade do fluxo de ar, a prática de exercício físico, as próprias emoções, o uso de fármacos e também diversas condições ambientais [27].

A resistência nasal é determinada através das medidas da pressão e do fluxo de ar, com um rinomanómetro. De forma generalizada, a resistência é a razão entre a diferença de pressão e o fluxo, sendo constante para um fluxo laminar e variável para um fluxo turbulento [32, 33]. Dado que a resistência é diretamente proporcional à pressão e inversamente proporcional ao fluxo, uma medida de pressão elevada para um fluxo estabelecido indica um aumento da resistência à passagem do ar, enquanto que uma medida de fluxo elevado para um dado diferencial de pressões significa uma resistência reduzida e uma passagem do ar menos obstruída.

A válvula nasal, situada na região posterior do vestíbulo, é onde se verifica maior resistência ao escoamento nasal [3, 32–34]. Esta apresenta uma resistência de tal forma elevada que, em média, mais de 50% da queda de pressão entre o ar ambiente e a nasofaringe ocorre aqui [33]. Numa inspiração forte, as vias aéreas são sujeitas a pressões negativas que causam a deformação dos tecidos circundantes. Se não existissem cartilagens suficientemente rígidas para suportar estas pressões, a válvula nasal na realidade colapsaria. Quanto maior a pressão negativa requerida para causar o colapso da válvula, maior o fluxo aéreo que entra nas cavidades nasais [3, 35, 36]. A válvula nasal, como uma região de elevada resistência ao fluxo aéreo, tem desta forma um papel relevante na respiração.

3.1.6 Ciclo Nasal

O ciclo nasal descreve o ciclo de congestionamento e descongestionamento periódico do tecido cavernoso das conchas nasais o qual ocorre em cerca de 80% da população. Neste ciclo, as cavidades nasais direita e esquerda modificam as suas dimensões alternadamente em intervalos de 3 a 7 horas, sem, no entanto, se verificarem alterações significativas da resistência das vias aéreas [27, 31], não interferindo por isso no fluxo de ar.

3.1.7 Rinossinusite Crónica e Polipose Nasal

O processo inflamatório dos seios paranasais designa-se sinusite. Dada a sua frequente associação a uma inflamação generalizada da mucosa nasal, rinite, a terminologia correta passou a ser rinossinusite [30]. A rinossinusite pode ser um problema agudo ou crónico com várias manifestações e graus de intensidade em adultos ou crianças. Quando os sintomas persistem mais de 12 semanas consecutivas, com períodos de agudização e períodos entre as fases agudas em que não existe sintomatologia, considera-se que esta patologia tem uma natureza crónica - CRS (Rinossinusite Crónica).

A CRS em adultos caracteriza-se pela presença de dois ou mais sintomas, sendo um deles obrigatoriamente a congestão ou corrimento nasal. Outros poderão passar por pressão ou dor facial (principalmente sobre os seios frontais e maxilares), redução ou perda do sentido do olfato, fadiga, tosse, podendo ainda existir sinais de pólipos e outras alterações da mucosa nasal [1].

A CRS pode apresentar-se em conjunto com a polipose nasal (CRSwNP, do inglês *Chronic Rhinosinusitis with Nasal Polyps*) maioritariamente em indivíduos após os quarenta anos de idade. Esta patologia caracteriza-se por dilatações da mucosa nasal, tipicamente originadas no meato médio e nas células etmoidais, com protuberâncias de 2 a 3 centímetros de diâmetro visíveis nas fossas nasais (figura 3.4). Em casos graves, a NP pode chegar a obstruir completamente a fossa nasal, impedindo a ventilação normal e o arejamento dos seios paranasais [30].

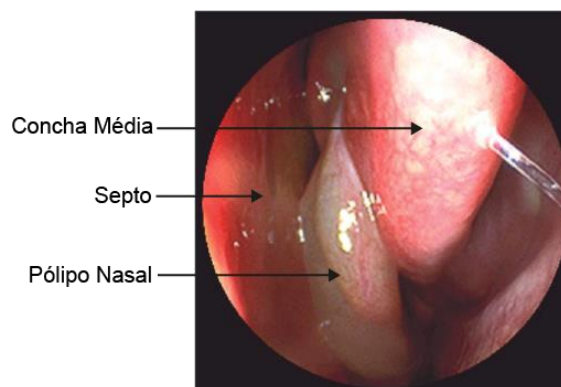


Figura 3.4: Pólipo nasal proveniente de uma concha média bolhosa. Adaptado da referência [30].

3.1.8 Análise das fossas nasais

Do ponto de vista clínico, a anatomia das fossas nasais começa por ser analisada através de um exame físico externo e rinoscopia anterior [34]. Todos os métodos apresentados seguidamente apenas complementam o primeiro. É também bastante comum realizar-se uma endoscopia para diagnóstico de patologias como a NP. Tanto a rinoscopia como a endoscopia baseiam-se na observação do profissional clínico e são, por isso, subjetivos. No entanto, existem métodos mais objetivos, sendo um dos mais vulgares a Tomografia Computorizada (TC).

É possível estudar a fisiologia das vias aéreas superiores através de testes *in vivo* como o *Peak Nasal Inspiratory Flow*, rinometria acústica e rinomanometria [34]. Este último método é de particular interesse uma vez que relaciona as pressões transnasais com o fluxo aéreo.

3.2 Fluxo Nasal

As principais funções do nariz são a filtração, o aquecimento e a humidificação do ar inspirado e o olfato. Dada a relevância destas funções no funcionamento normal do sistema respiratório, torna-se importante estudar o fluxo de ar nas cavidades nasais.

O fluxo de ar no nariz não é igual para todos os indivíduos e pode mesmo ser diferente da cavidade nasal direita para a esquerda do mesmo indivíduo [33]. Está dependente de factores como o tamanho do nariz, a secção eficaz das fossas nasais, as pressões transnasais e o regime do fluxo (laminar ou turbulento) [34]. Além destes factores, o fluxo aéreo ainda pode sofrer variações com a presença de processos inflamatórios, alérgicos ou outros.

Na tentativa de uniformizar o conhecimento sobre o fluxo aéreo, três grandes questões podem ser colocadas [33]:

- Qual o principal percurso do fluxo aéreo?
- Qual o regime de fluxo do ar dentro das cavidades nasais? Laminar, turbulento ou de transição?
- Há vórtices? Onde se localizam?

A maioria dos estudos aponta para o modelo de fluxo nasal descrito acima nas secções 3.1.3 e 3.1.4. Isto significa que maioritariamente, durante uma inspiração basal, o fluxo aéreo tem um regime laminar, passa no meato médio e entre a concha média e o septo nasal. Durante o seu percurso, há uma pequena fração de ar (5 a 20%) que se separa da “corrente” principal e cria um redemoinho na região olfactiva [20, 28, 33, 37]. Já numa expiração normal, o percurso do ar é mais disperso por toda a cavidade nasal, não seguindo um percurso preferencial.

Embora este seja o consenso geral, alguns estudos referem a existência de fluxos turbulentos e de vórtices [33]. Quanto aos fluxos turbulentos, acontecem maioritariamente à entrada das cavidades nasais, isto é antes da válvula nasal. Já os vórtices, foram registados em várias localizações, existindo um com uma predominância elevada na população caucasiana, o vórtice anterior dorsal, gerado logo após a válvula nasal. Suspeita-se assim que a formação de vórtices e de fluxos turbulentos esteja relacionada com as dimensões e proporções do próprio nariz, não refletindo a natureza dos padrões do fluxo aéreo nas cavidades nasais [20, 33, 37].

A quantificação do fluxo nasal é também uma questão importante a ser considerada. Em média, num indivíduo adulto e em condições de respiração normal, o fluxo aéreo total que passa pelas cavidades nasais é de $380 \text{ cm}^3/\text{s}$ [27]. Outros autores apontaram valores abaixo dos $200 \text{ cm}^3/\text{s}$ [33] ou entre os 80 e os $430 \text{ cm}^3/\text{s}$ [32]. Mais uma vez, este parâmetro é afetado pelos fatores mencionados anteriormente, não sendo possível generalizar.

É de salientar que nenhum dos estudos abordados durante o processo de pesquisa bibliográfica referiu os seios paranasais como tendo um papel relevante no fluxo nasal normal.

Materiais e Métodos

Este capítulo pretende apresentar brevemente os materiais utilizados mais relevantes no desenvolvimento do molde final positivo das cavidades nasais assim como descrever o procedimento que levou à sua obtenção. Seguidamente, é relatado o processo de análise do molde final obtido anteriormente através de endoscopia, Tomografia Computorizada e medição das pressões interiores no molde.

4.1 Desenvolvimento de um Molde das Cavidades Nasais

O molde das fossas nasais foi obtido a partir de peça cadavérica através de uma sequência de procedimentos que levaram ao produto final. Partindo do espécime cadavérico, foi aplicada a técnica de injeção-corrosão para realizar o Molde A, em Polimetil-metacrilato (PMMA). De seguida, foi criado o Molde B à imagem do Molde A através de técnicas de escultura, utilizando um material semelhante ao barro, a plastilina. Para obter a peça final, o Molde C, foi feito um simples contramolde do Molde B em silicone que permitiu a remoção posterior da plastilina. Esta sequência pode ser seguida no esquema da figura 4.1.

4.1.1 Materiais

4.1.1.1 Perspex Tensol 70

O "Perspex Tensol 70" é um adesivo acrílico constituído por duas partes em fase líquida, A e B. A parte A contém uma mistura do polímero acrílico dissolvido em Metil-metacrilato (MMA), o monómero. A parte B contém um peróxido catalisador que, ao ser adicionado ao monómero numa proporção de 20:1, inicia o processo de polimerização da parte A. Esta reação encontra-se ilustrada na figura 4.2.

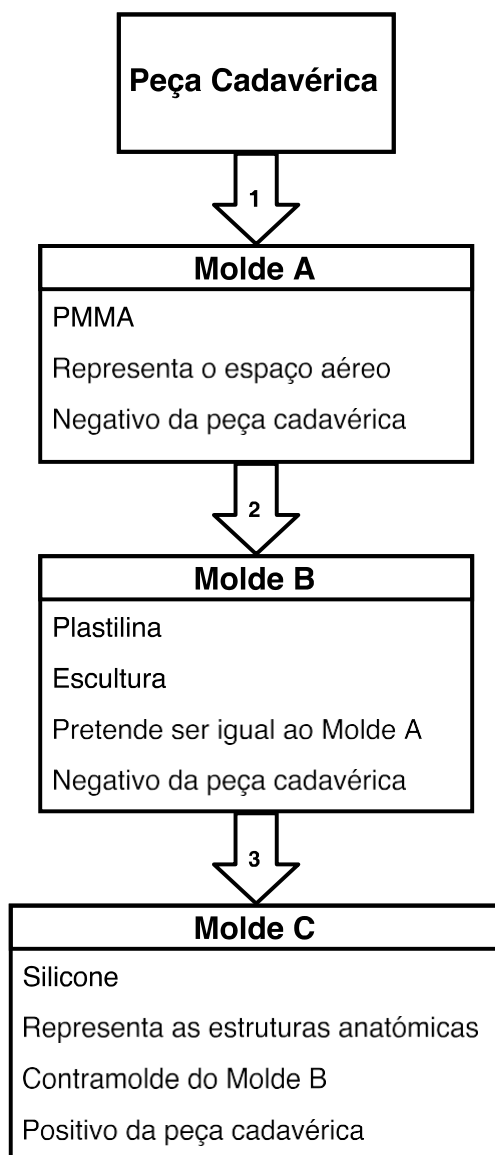


Figura 4.1: Esquematização do procedimento para obtenção de um molde das cavidades nasais.

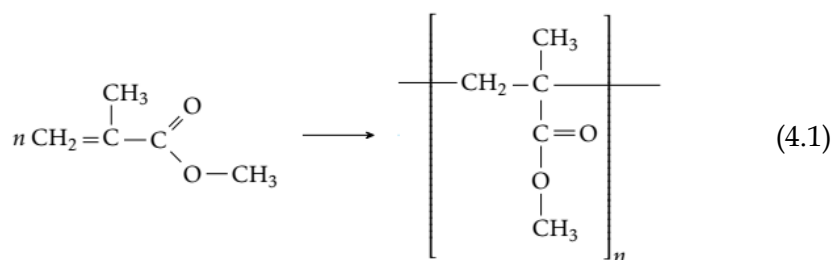


Figura 4.2: Reação de polimerização do Metil-metacrilato em Polimetil-metacrilato.

4.1. DESENVOLVIMENTO DE UM MOLDE DAS CAVIDADES NASAIS

Este material solidifica à temperatura ambiente (15-25°C), demorando, em média, duas horas. Passadas 24 horas, o material está rígido, apresenta uma boa resistência a fatores abrasivos, podendo então ser manipulado sem cuidados excepcionais.

O Tensol 70 – parte A causa reação de irritação na pele e nas vias respiratórias, além de ser altamente inflamável, pelo que é preciso armazená-lo num local fresco, seco, arejado e manipulá-lo com cuidado, utilizando equipamento de proteção. O Tensol – parte B é provoca sensibilização em contato com a pele e é nocivo para o ambiente. Por estas razões, deve ser guardado no recipiente original, fechado, num local fresco, seco, arejado e que não receba luz solar direta. Deve também ser manipulado com equipamento de proteção. A ficha técnica do Tensol 70, partes A e B, encontra-se em anexo (anexo I.A).

4.1.1.2 Alginato

O alginato é um polímero de ocorrência natural derivado de algas castanhas bastante utilizado nas áreas biomédica e artística [38]. Algumas das suas aplicações incluem, por exemplo, pensos para feridas sob a forma de hidrogel, produção de moldes dentários e reprodução de superfícies como as do corpo humano. É caracterizado pela sua elevada biocompatibilidade, baixa toxicidade e relativo baixo custo. É tipicamente comercializado em forma de pó.

Os alginatos são copolímeros obtidos por condensação, lineares e sem ramificações, constituídos por resíduos dos estereoisótopos L-gulonato (G) e D-manurato (M), representados na figura 4.3, que se juntam em blocos GGGGGGG, MMMMMMM ou GMGMGMG. Existem diferentes tipos de alginato, que variam na proporção de resíduos M e G e no comprimento de cada bloco, dependendo da sua fonte natural [38].

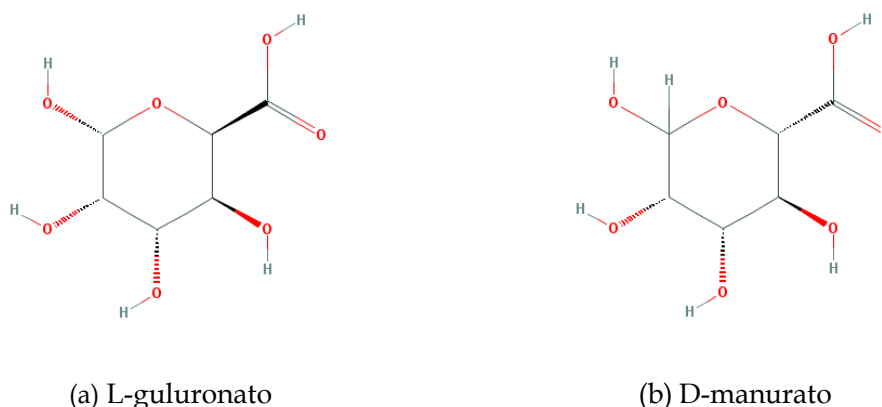


Figura 4.3: Fórmula estrutural dos compostos químicos que constituem o alginato. Imagens recolhidas de [39, 40].

Este material é muito fácil de manusear, não requerendo qualquer cuidado extraordinário. A ficha técnica do Alginato utilizado pode ser consultada em anexo (anexo I.B).

4.1.1.3 Plastilina

A plastilina é um material à base de óleo e cera, muito utilizado em escultura para produção de moldes. Além da cera e do óleo, tem na sua constituição pó de argila, que funciona como ligante [41].

Este material é muito utilizado devido à sua versatilidade. A plastilina não seca, não endurece permanentemente e a sua maleabilidade pode ser facilitada com o ligeiro aquecimento do material. A temperatura de trabalho da plastilina pode ir desde a temperatura ambiente até 40°C [42].

Existem vários tipos de plastilina, com durezas diferentes. Em geral, quanto maior a fração de constituintes cerosos, mais rígida se torna a plastilina. Para este projecto, foi utilizada uma plastilina de dureza média.

A ficha de segurança da plastilina pode ser consultada em anexo (anexo I.C).

4.1.1.4 Silicone

O silicone designa todo um conjunto de polímeros sintéticos cuja unidade repetitiva, denominada siloxano, é composta por um átomo de silício ligado a um átomo de oxigénio e a grupos orgânicos, por exemplo grupos metilo, tal como se pode ver na figura 4.4.

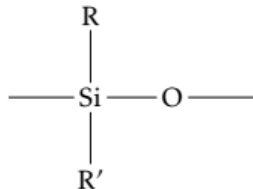


Figura 4.4: Unidade repetitiva do silicone, o siloxano, em que R e R' designam grupos orgânicos quaisquer.

Devido a propriedades como a flexibilidade, dureza variável, estabilidade, tensão superficial reduzida e ao facto de não ser tóxico, o silicone é utilizado em numerosas aplicações nas mais diversas áreas [43].

Os silicones podem ser utilizados na forma de fluído, emulsão, composto, resina ou elastómero, sendo a sua polimerização por adição ou condensação. Para este projeto, utilizou-se um elastómero de silicone de reticulação por adição (HB FLEX 5528 A+B), ideal para o fabrico de moldes. Devido à sua grande estabilidade dimensional com uma reduzida contração linear, excelente fluidez, a não necessidade de desmoldantes e o rápido processo de cura (menos de 24 horas), o HB FLEX 5528 A+B permite obter rapidamente moldes de elevada qualidade e fidelidade na reprodução de detalhes.

O silicone utilizado é macio e bastante seguro de manusear, não exigindo medidas de segurança excepcionais. A sua ficha técnica encontra-se em anexo (anexo I.D).

4.1.2 Protocolo 1: Da Peça Cadavérica ao Molde A

Este procedimento teve por objectivo obter o molde da conformação interior das fossas nasais humanas. Foi realizado no Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa.

No total o protocolo foi realizado cinco vezes, a partir de cinco espécimes diferentes e tendo-se obtido cinco moldes. Cada espécime consiste numa peça cadavérica humana embalsamada e ultracongelada a temperaturas entre os -20 e -15°C.

Anteriormente à realização do protocolo, cada espécime foi previamente colocado a uma temperatura de trabalho entre os 0 e 5°C, analisado e preparado através de rinoscopia anterior, aspiração e lavagem com água.

O protocolo utilizado é apresentado de seguida e está ilustrado na figura 4.5:

1. O espécime foi colocado sobre uma base de forma a que a pirâmide nasal ocupasse uma posição superior e a protuberância occipital externa uma posição inferior;
2. Foi efetuado o tamponamento da passagem aérea ao nível da orofaringe através da inserção de um tampão de compressas envolvidas em látex pelo orifício bucal, levantando o palato mole e efetivamente obstruindo a passagem aérea;
3. O "Perspex Tensol 70" foi preparado de acordo com o procedimento descrito na ficha técnica (anexo B.1) e colocado numa seringa de 100 ml;
4. O "Perspex Tensol 70" foi injetado alternadamente através dos orifícios nasais anteriores direito e esquerdo, tendo-se agitado o espécime à medida que se introduzia o material com o fim de libertar o ar encapsulado nas cavidades nasais e assim fazer penetrar o Tensol nestas, preenchendo-as;
5. Quando o nível do material injetado atingiu o vestíbulo nasal, sendo visível sem recurso a ferramentas específicas, parou-se de injetar "Perspex Tensol 70" e procedeu-se à oclusão dos orifícios nasais anteriores através da compressão com uma pinça Kocher ao nível da válvula nasal e um tamponamento externo feito de compressas envolvidas em látex;
6. O espécime foi colocado a secar numa estufa a 35°C durante 48 horas;
7. Todas as estruturas do espécime que não estavam diretamente relacionadas nem adjacentes à pirâmide nasal ou fossas nasais foram removidas manualmente, com destaque para a calote craniana, o cérebro e a mandíbula;
8. O espécime foi então colocado num banho corrosivo de ácido clorídrico (HCl) a 33% durante uma semana, tendo a solução corrosiva sido renovada de 48 em 48 horas;
9. O molde obtido foi lavado com soro fisiológico e os restantes detritos orgânicos separados;
10. O molde foi analisado visualmente, documentado e armazenado dentro de uma caixa transparente devidamente identificada com o nome do molde e o respetivo número.

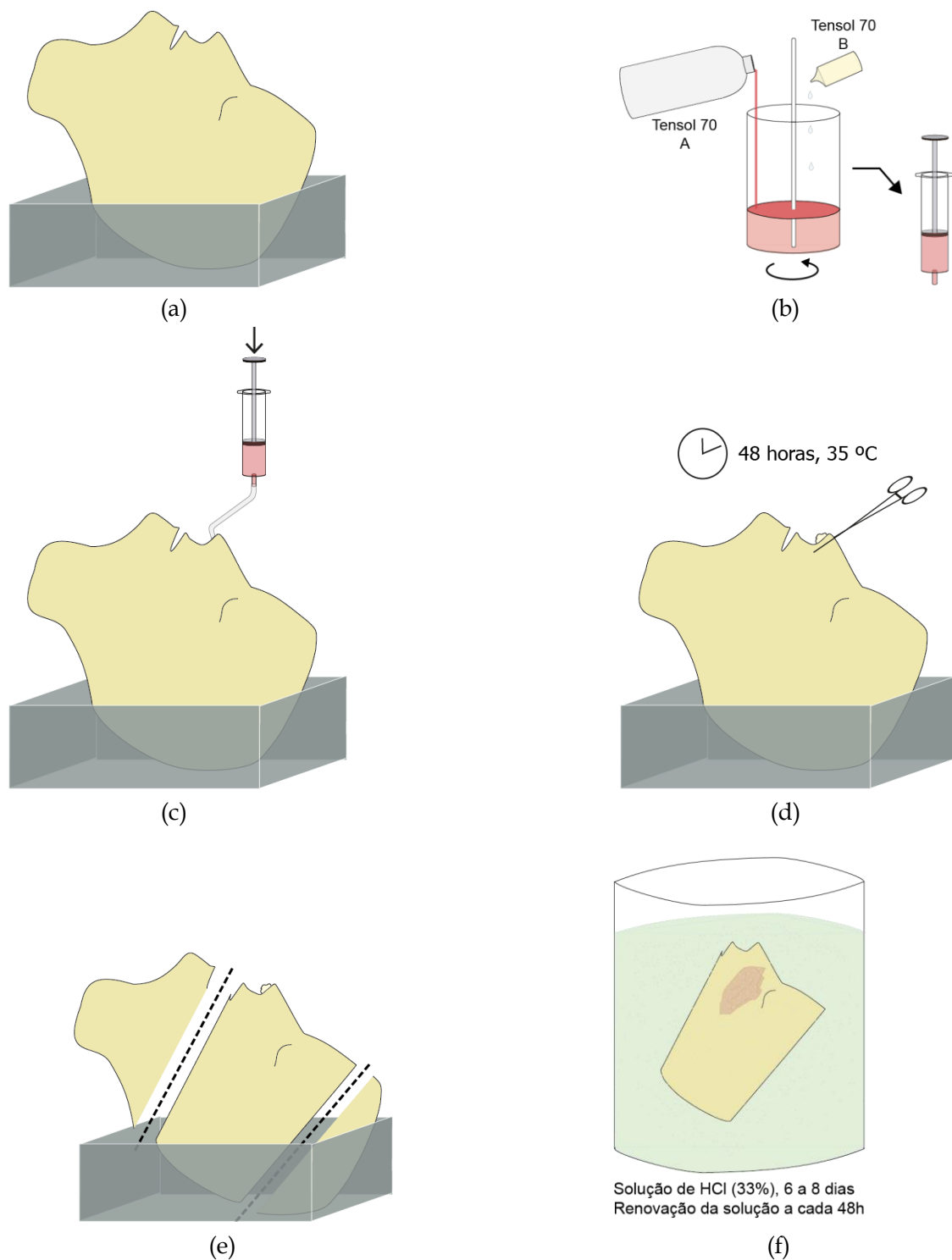


Figura 4.5: Protocolo 1 simplificado para obtenção do Molde A. (a) Colocação da peça cadavérica sobre a base; (b) Preparação do "Perspex Tensol 70"; (c) Injeção do "Perspex Tensol 70" na peça cadavérica; (d) Secagem do espécime para solidificação do polímero; (e) Excisão da mandíbula e calote craniana; (f) Corrosão do espécime em Ácido Clorídrico a 33%.

4.1.2.1 Comentários ao protocolo

Apesar de o "Perspex Tensol 70" curar à temperatura ambiente, foi necessário colocar o espécime em estufa pois, dada a complexidade e profundidade das estruturas que o material injetado atingiu, este ficou a uma temperatura interior inferior à temperatura ambiente, ideal para cura.

No total foram produzidos cinco moldes a partir de cinco espécimes distintos, no entanto, apenas um foi utilizado na execução dos passos seguintes para produção de um molde positivo, dado que este era o único onde se identificavam as estruturas típicas das fossas nasais humanas

4.1.3 Protocolo 2: A escultura do Molde B

O Molde A, produzido num material acrílico, apesar de rígido e resistente a fatores abrasivos, era bastante frágil devido a ramificações de dimensões muito reduzidas (apenas um milímetro de espessura). Assim teria sido impossível produzir o seu contramolde sem lhe causar falhas que poderiam levar ao escapamento do ar ou sem danificar irreversivelmente o Molde A, uma vez que para remover este do contramolde seria necessário abrir ou partir um dos dois moldes. De acordo com o passo 5 do protocolo 1, os orifícios nasais foram estrangulados ao nível da válvula nasal e tamponados ao nível da nasofaringe, o que significa que o "Perspex Tensol 70" não ocupou o espaço correspondente ao vestíbulo nasal nem à orofaringe. Por estas razões, optou-se por esculpir uma peça à imagem do Molde A. Esta peça foi construída em plastilina, respeitando as dimensões do Molde A, com recurso a algumas ferramentas de escultura.

No sentido de replicar as vias aéreas desde os orifícios nasais anteriores até à nasofaringe, foram construídas duas peças adicionais: uma peça vestibular e uma peça faríngea. Para obter a peça vestibular fez-se o molde de um vestíbulo nasal *in vivo* em alginato. Posteriormente este molde foi replicado numa escultura em plastilina que se fez aderir à escultura da réplica do Molde A. A peça faríngea foi feita por prolongamento da parte posterior da escultura do Molde A, tendo este prolongamento em plastilina sido realizado de acordo com as medidas reais da faringe [44]. Esta peça faríngea dará origem ao orifício pelo qual o contramolde será ventilado.

À réplica do Molde A juntamente com as adições das peças em plastilina representativas do vestíbulo nasal e da faringe designou-se Molde B.

4.1.3.1 Comentários ao protocolo

Ao esculpir em plastilina uma réplica do Molde A, não se conseguiu manter o elevado nível de detalhe e de reentrâncias/protuberâncias deste molde. Alguns desses detalhes tiveram de ser ignorados, tendo-se preservado as estruturas de maiores dimensões e que tinham um maior impacto na função respiratória.

4.1.4 Protocolo 3: Obtenção do Molde C em silicone

Este último procedimento teve por fim o desenvolvimento de um molde positivo das fossas nasais humanas, representativo da sua conformação interior, através da produção de um contramolde do Molde B. A este contramolde designou-se Molde C.

O protocolo utilizado é apresentado de seguida e está ilustrado na figura 4.6:

1. Foi construído um recipiente estanque em barro com as paredes a cerca de um centímetro da posição do Molde B, correspondendo este espaço à espessura do Molde C a ser produzido;
2. O Molde B foi posicionado de forma estável dentro do recipiente com recurso a um arame, em posição invertida (faringe numa posição superior, pirâmide nasal numa posição inferior, mantendo o pavimento das fossa nasais/ meato inferior horizontal);
3. O Molde B e o recipiente foram pulverizados com um spray desmoldante que pretendia dificultar a adesão do silicone aos restantes materiais;
4. O silicone foi preparado de acordo com as instruções na sua ficha técnica (anexo B.4);
5. O silicone foi sujeito a um processo de vácuo durante 1 minuto;
6. O silicone foi vertido em fio no espaço entre o recipiente e o Molde B, tendo o cuidado de se deixar de fora a parte correspondente à zona esculpida mais inferior da faringe e às narinas;
7. Deixou-se o silicone a curar durante cerca de 20 horas;
8. Removeu-se o barro que formava o recipiente e obteve-se o Molde C em silicone juntamente com o Molde B;
9. O conjunto dos Moldes B e C foi aquecido durante 7 minutos a 700 Watt de forma a derreter o material constituinte do Molde B e a que este escoasse do Molde C;
10. Procedeu-se à limpeza do Molde C com recurso a papel e cotonetes;
11. O Molde C e o material restante do Molde B dentro dele foram arrefecidos a temperaturas próximas dos 5°C (+- 2°C) com o objectivo de solidificar e reverter a aderência da plastilina ao Molde C;
12. O Molde C foi sujeito a diversos esforços mecânicos, incluindo compressão e distensão em vários planos, torção e pancadas secas com martelo, e também se fez passar um jato de ar comprimido pelo molde, no sentido de soltar a plastilina ainda presente no interior.

4.1. DESENVOLVIMENTO DE UM MOLDE DAS CAVIDADES NASAIS

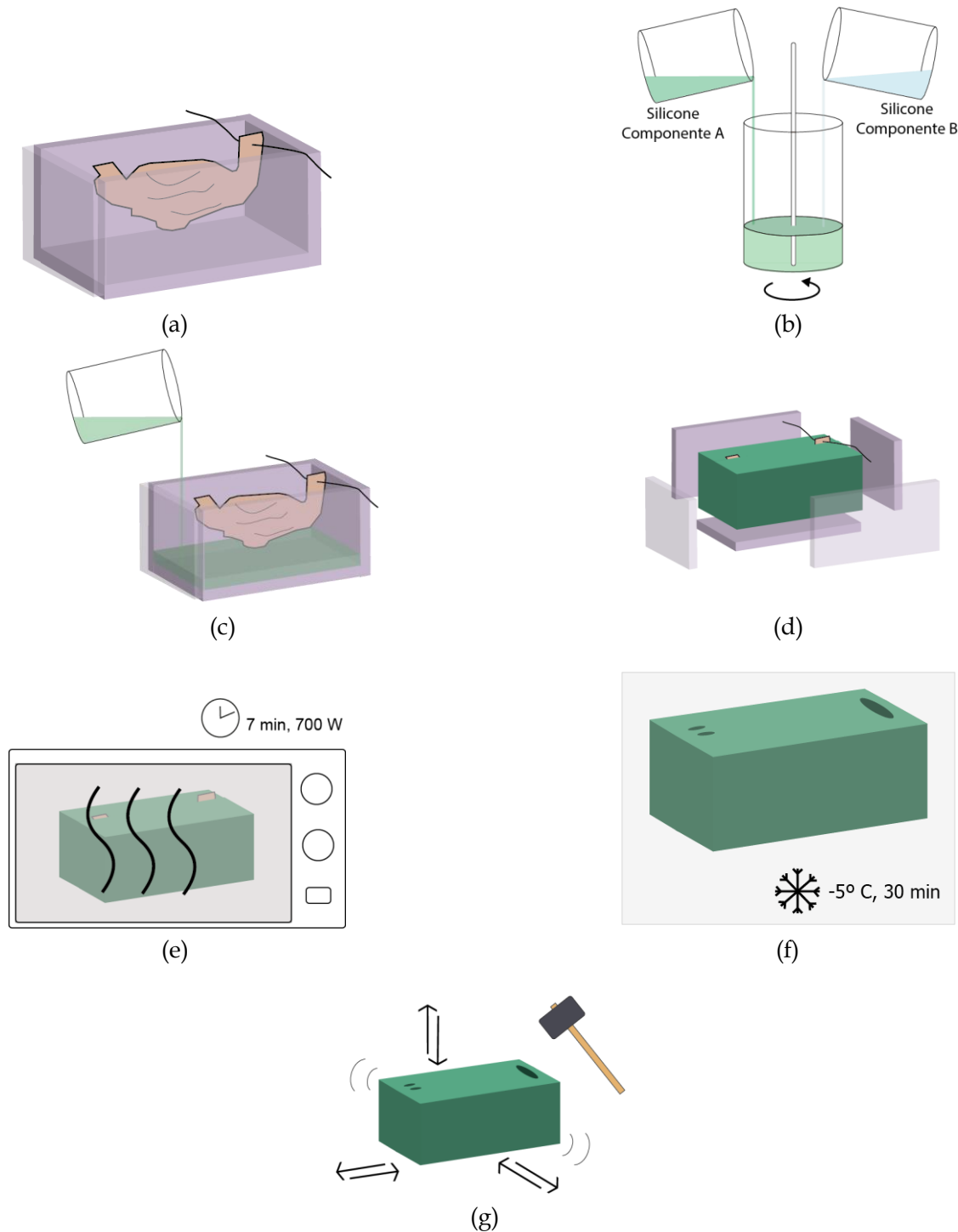


Figura 4.6: Protocolo 3 simplificado para obtenção do Molde C. (a) Posicionamento do Molde B dentro do recipiente de barro seguro por um arame a atravessar a zona da faringe; (b) Preparação do silicone; (c) Preenchimento do espaço entre o Molde B e o recipiente com silicone; (d) Remoção do recipiente de barro; (e) Aquecimento do conjunto dos Moldes B e C; (f) Arrefecimento do Molde C com vestígios de plastilina; (g) Realização de esforços mecânicos sobre o Molde C.

4.1.4.1 Comentários ao protocolo

O processo de vácuo tem o propósito de eliminar potenciais bolhas de ar aprisionadas no meio, trazendo-as à superfície. Contudo, é necessário ter em atenção que este procedimento leva ao aquecimento do silicone, o que, por sua vez, acelera a sua cura. Por esta razão, o silicone ficou apenas um minuto em vácuo. Além do vácuo, para minimizar a formação de bolhas de ar, verteu-se o silicone em fio fino. Quanto mais fino for o fio de silicone, menos bolhas o molde tem quando o material solidifica.

Quando a plastilina, material constituinte do Molde B, é aquecida, derrete e escoia do seu recipiente. No entanto, dada a sua natureza oleosa, ficam resíduos fixos às paredes do recipiente, neste caso o Molde C. Daí a necessidade de arrefecer o molde, sujeitá-lo a um jato de ar comprimido e a esforços mecânicos.

4.2 Análise e Testes ao Molde em Silicone

Com a finalidade de validar o Molde C, obtido através dos procedimentos descritos anteriormente, este foi sujeito a uma análise endoscópica, uma análise com Tomografia Computorizada e à medição das pressões interiores nas suas cavidades em diferentes condições de teste.

4.2.1 Análise Endoscópica

Atualmente, a endoscopia nasal realizada com endoscópios nasais de fibra ótica é prática comum no diagnóstico de patologias das cavidades nasais, como a CRS e a NP. Esta técnica permite observar as cavidades nasais, os seus recessos e até a nasofaringe, ultrapassando algumas das limitações da rinoscopia, tanto anterior como posterior. Apesar de o nível de detalhe da endoscopia ser bastante mais elevado do que o da rinoscopia, este exame é, tal como o segundo, baseado na observação de um clínico, sendo por isso subjetivo.

Sendo procedimento habitual na visualização das estruturas intranasais, decidiu-se submeter o Molde C a análise endoscópica. Foram realizados dois exames:

O primeiro foi realizado com recurso a um endoscópio rígido de 30°, no Serviço de Otorrinolaringologia do Hospital São José, Centro Hospitalar de Lisboa Central. O relatório produzido encontra-se no anexo II.A. O segundo exame, realizado no Serviço de Otorrinolaringologia do Hospital Egas Moniz, Centro Hospitalar de Lisboa Ocidental, dividiu-se em duas partes, nas quais foram utilizados dois endoscópios rígidos com ângulos diferentes, de 0° e 30°. Os resultados deste exame encontram-se no relatório apresentado no anexo II.B. Neste exame foram também obtidas e armazenadas as imagens.

4.2.1.1 Resultados Esperados

A endoscopia realizada ao Molde C deverá revelar se a topologia do seu interior está em conformidade com a das fossas nasais de um ser humano vivo ou não. Espera-se assim ver estruturas como as conchas e os meatos nasais bem definidas, caso tenham sido replicadas corretamente no processo de moldagem.

Espera-se também verificar a inexistência de resíduos de plastilina após os passos 9 a 12 para a sua remoção.

4.2.2 Tomografia Axial Computorizada

Apesar de a definição de CRSwNP só considerar a sintomatologia dos doentes, são muitos os clínicos que utilizam métodos de imagem no diagnóstico e avaliação de patologias da mucosa nasal. O método de imagem mais comum é a Tomografia Computorizada (TC) [45]. De facto, a TC serve mais do que um propósito: é utilizada na

confirmação do diagnóstico da CRSwNP, na determinação do seu grau de desenvolvimento, na definição da anatomia das cavidades nasais, na identificação de anomalias e como guia para planeamento de intervenções cirúrgicas [46].

Dada a polivalência deste exame clínico e com o objetivo de avaliar a anatomia do molde C decidiu-se efetuar uma TC a este. O exame foi realizado no Serviço de Neurorradiologia do Hospital Egas Moniz, Centro Hospitalar de Lisboa Ocidental e consiste num conjunto de imagens adquiridas nos planos coronal, sagital e axial, em cortes de dois milímetros de espessura de acordo com os esquemas da figura 4.7.

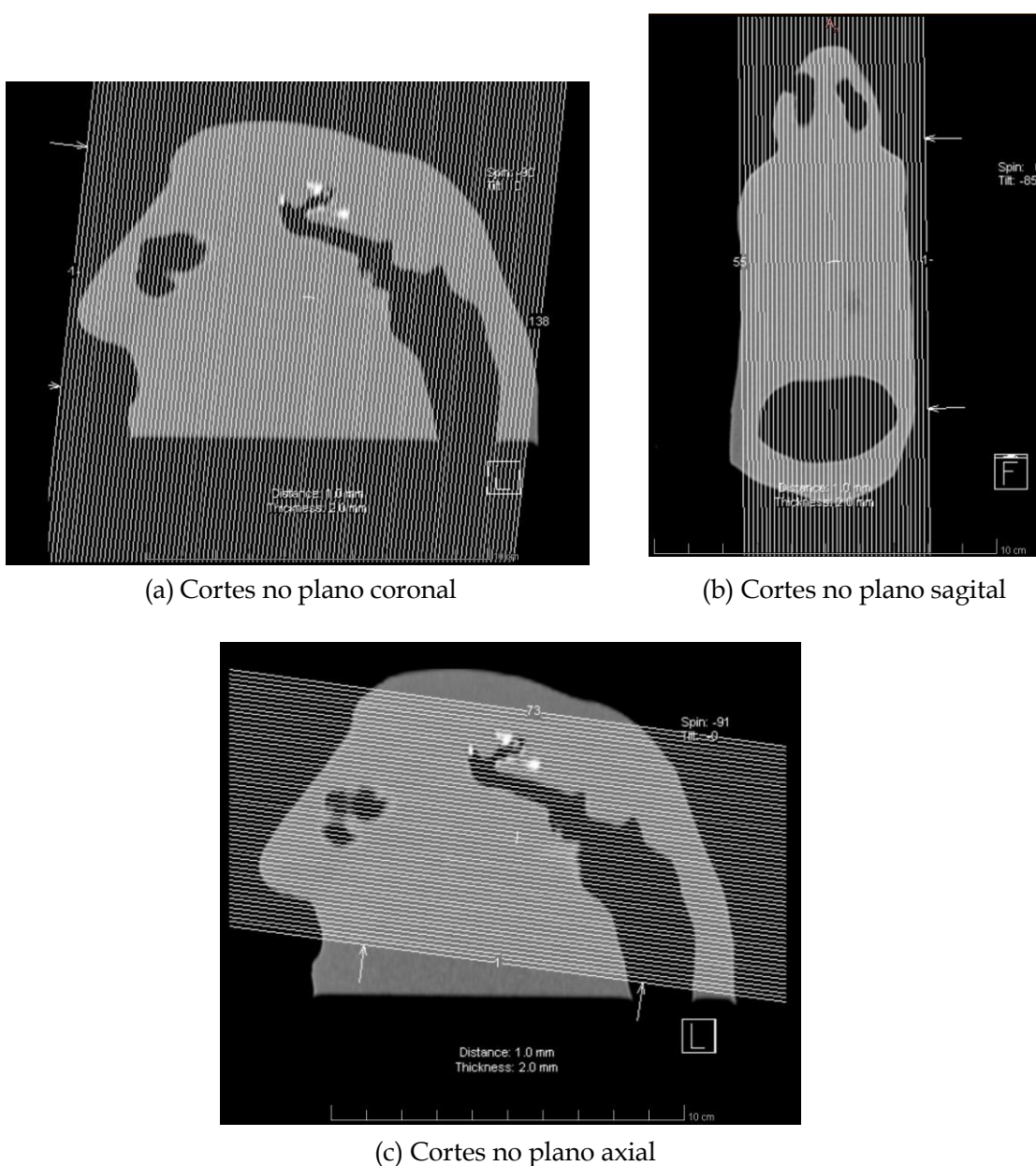


Figura 4.7: Cortes aplicados no exame de Tomografia Computorizada do Molde C.

4.2.2.1 Resultados Esperados

Com a realização da TC espera-se obter uma análise mais objetiva das cavidades nasais. Dado que o sujeito do exame é um molde obtido a partir de peça cadavérica, não se espera que sejam feitas considerações acerca da possibilidade da existência de processos inflamatórios, mas apenas sobre as dimensões relativas das estruturas anatómicas e eventualmente anomalias anatómicas, por exemplo desvio do septo nasal.

4.2.3 Manometria

O principal objetivo desta dissertação é obter um molde anatómico que sirva de modelo de testes para o sistema de monitorização respiratória desenvolvido, bem como de protótipos posteriores. Como tal, tendo-se produzido o molde, seguiu-se a medição das pressões internas, vulgo manometria, com o sistema mencionado. Este passo é, assim, a maior validação do Molde C ao nível funcional, podendo afirmar se este resulta ou não no cumprimento do propósito para o qual foi criado.

O protótipo do sistema de monitorização da respiração tem a capacidade de medir as pressões nas cavidades nasais a diferentes níveis, utilizando para tal um transdutor de pressão diferencial digital associado a um cateter de uso médico. As pressões medidas dentro das cavidades nasais pelo cateter são relativas à pressão atmosférica. O sistema apresenta ainda uma interface gráfica para controlo do protótipo [47].

O exame de manometria do Molde C foi realizado no Centro de Estudos de Doenças Crónicas. No sentido de realizar estes testes, foi inserida uma traqueia para ventilador portátil na abertura posterior do Molde C, como se pode visualizar na figura 4.8. A outra extremidade da traqueia foi colocada na boca de um indivíduo que assim ventilava o molde. Com o molde a ser ventilado, inseriu-se o cateter do sistema na abertura anterior do molde correspondente às narinas, e iniciou-se o processo de aquisição de dados, a uma frequência de 4 Hz, descrito em [47].

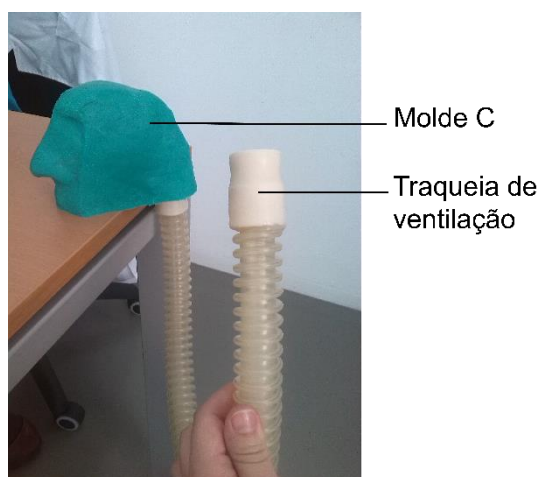


Figura 4.8: Montagem do Molde C e traqueia de ventilação para teste de manometria.

As medições foram realizadas em diferentes regiões dentro das cavidades nasais, em ambos os lados, em diferentes situações de ventilação e obstrução. O esquema da figura 4.9 resume as variáveis em estudo na sequência de medições realizadas.

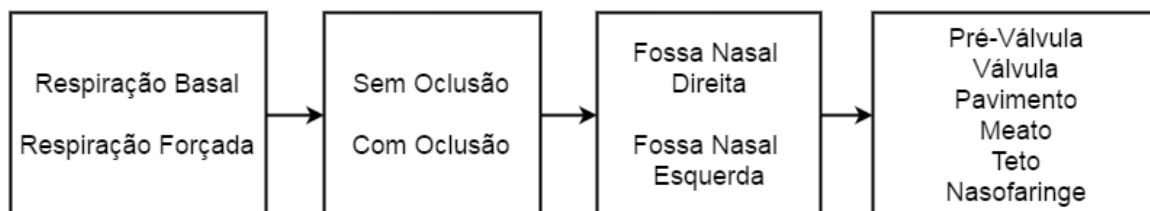


Figura 4.9: Sequência de variáveis consideradas na medição de pressões do molde. Foram realizadas medições num regime de respiração basal e num regime de respiração forçada, ambos com e sem oclusão da fossa nasal contralateral à medição. As medições foram efetuadas quer para a fossa nasal direita quer para a esquerda, em vários locais dentro da fossa nasal: a Pré-Válvula, a Válvula, o Pavimento, o Meato, o Teto e Nasofaringe.

O tipo de ventilação basal refere-se a uma respiração normal e tranquila, que utiliza apenas o volume corrente dos pulmões. Já o tipo de respiração forçada refere-se a um esforço de ventilação superior que utiliza uma fracção do volume de reserva, tanto inspiratória como expiratória. A frequência respiratória entre os dois tipos de respiração foi semelhante, variando estes sobretudo no volume de ar mobilizado. Também se tentou manter os mesmos músculos implicados na ação ventilatória para os dois tipos de respiração, tendo esta sido sobretudo diafragmática.

Foi simulada a oclusão de um dos lados do nariz através do tamponamento com papel da abertura anterior do lado contrário ao da inserção do cateter. O tamponamento foi efetuado tanto para as medições em respiração basal como as efetuadas em respiração forçada.

As diferentes regiões dentro da fossa nasal a que as medições foram realizadas correspondem a um local no percurso do ar e a uma profundidade de inserção do caterer, específicos. Estas regiões podem ser melhor visualizadas no esquema da figura 4.10.

4.2.3.1 Resultados Esperados

A manometria do Molde C serviu o principal propósito de recolher dados das pressões internas ao molde aquando da sua ventilação, permitindo assim compará-las com as pressões intranasais características de um indivíduo vivo presentes na literatura. Também as relações entre as medidas nas várias situações variáveis poderão ser comparadas.

A literatura é bastante controversa no que diz respeito aos valores das pressões no interior das fossas nasais. São apontados intervalos de pressões diferenciais entre a nasofaringe e o ar ambiente tão díspares como de 30 a 130 Pa [20], de 0 a 300 Pa [48], de 20 a 230 Pa [32], de 25 a 1600 Pa [37], dependendo do fluxo de ar mobilizado. Estes valores

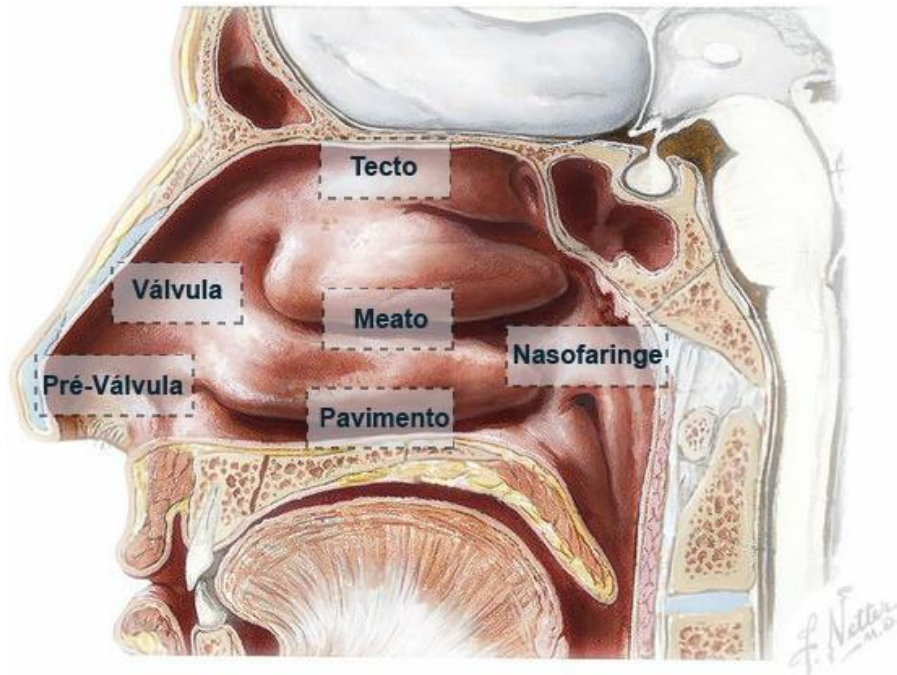


Figura 4.10: Identificação das regiões dentro da fossa nasal, a diferentes profundidades, onde foram recolhidos dados de pressão. Imagem adaptada de [25].

são apresentados em módulo (valor absoluto). No entanto, para uma respiração basal, isto é, em repouso, considera-se geralmente pressões entre os -100 e os +100 Pa, correspondentes a uma fase inspiratória e a uma fase expiratória, respetivamente [3], ou seja, em valor absoluto, entre 0 e 100 Pa. Nos testes iniciais do sistema de monitorização respiratória [47], foram alcançados valores dentro deste intervalo, sendo o valor médio de 84,03 Pa para a fase inspiratória e 68,48 Pa para a fase expiratória. Há também que considerar que um aumento da resistência ou do fluxo nasal causa um aumento do diferencial de pressão medido.

Nesta conformidade, espera-se que:

- Pressões medidas durante uma respiração basal, sem oclusão, estejam entre os -100 Pa (fase inspiratória) e os + 100 Pa (fase expiratória);
- Pressões medidas durante uma respiração forçada, sem oclusão, tenham um valor absoluto superior a 100 Pa;
- Pressões medidas com oclusão da fossa nasal contralateral tenham um valor superior às pressões medidas sem oclusão, no mesmo tipo de respiração;
- Pressões medidas nas fossas nasais direita e esquerda reflitam a anatomia do espécime utilizado e suas variações;
- Pressões medidas ao longo das fossas nasais em fase inspiratória ou em fase expiratória reflitam os padrões de circulação do ar correspondentes.

Em relação às medições efetuadas nas diferentes regiões da fossa nasal, é possível criar um modelo geométrico que tenha em conta a área da secção eficaz das mesmas regiões e a partir do qual se possa prever a relação entre as pressões medidas.

De modo a construir o modelo, considerou-se a profundidade a que a medição foi efetuada como um corte coronal que atravessa as fossas nasais, mostrando o seu espaço aéreo efetivo. Assim, as medições junto ao Pavimento, Meato e Teto ficam situadas sobre o mesmo plano (3), as medições na Pré-Válvula e na Válvula nasal constituem dois planos mais anteriores (1 e 2) e a Nasofaringe um plano posterior (4). Estes cortes estão representados na figura 4.11. Abordagens semelhantes foram utilizadas na construção de modelos para outros estudos [49].

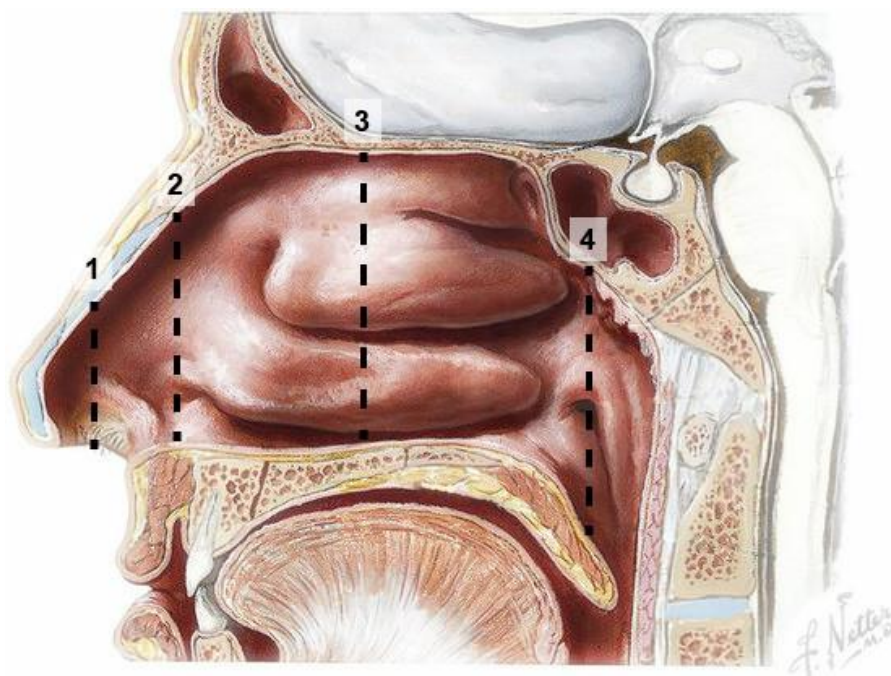


Figura 4.11: Identificação dos cortes coronais utilizados para a construção de um modelo geométrico da fossa nasal. Os cortes assentam sobre a localização das medições das pressões realizadas. O plano 1 corresponde às medições na Pré-Válvula; o plano 2 às medições na Válvula; o plano 3 agrega as medições no Teto, Meato e Pavimento; o plano 4 corresponde às medições na Nasofaringe. Imagem adaptada de [25].

De uma forma geral, a área de secção eficaz apresenta um mínimo na região da válvula nasal, situada a uma distância entre 2 e 3 centímetros da ponta anterior do nariz, dependendo do estudo e dos sujeitos de teste. Imediatamente após a válvula, há um aumento da área de secção eficaz, o que está de acordo com a existência de uma expansão da via aérea que aqui apresenta a zona olfactiva e as conchas nasais [49]. Na região da nasofaringe, a área de secção eficaz é ainda maior, com a junção das vias aéreas direita e esquerda. Com base nestes dados, foi possível construir o modelo da figura 4.12.

Avaliando cada secção em termos de resistência à passagem do ar, a área de secção eficaz é inversamente proporcional a este parâmetro, pelo que a secção 2 - Válvula - terá

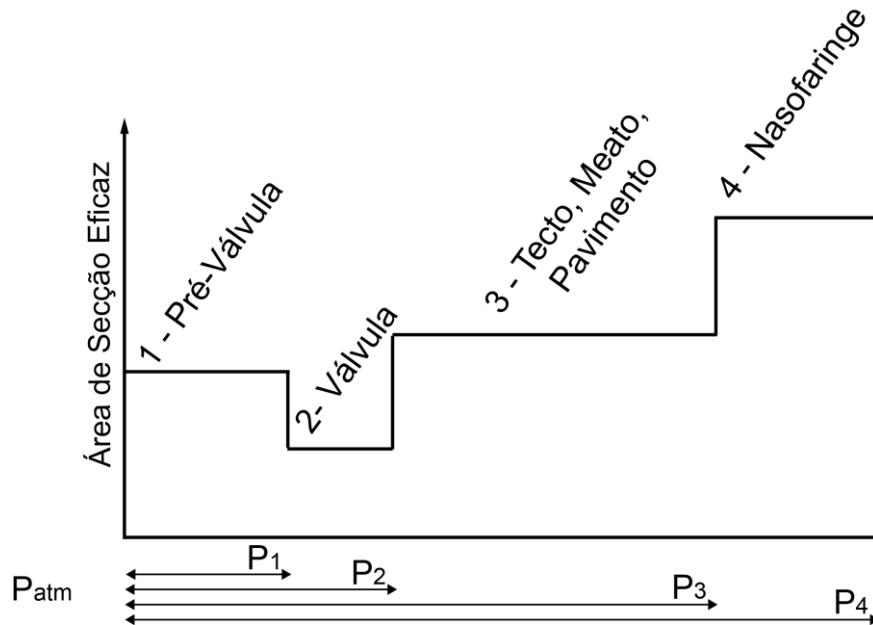


Figura 4.12: Modelo geométrico da fossa nasal com base na área de secção eficaz a diferentes profundidades consoante os quatro cortes coronais efetuados previamente. É visível um estreitamento na região da válvula nasal, bem como a expansão da via aérea nas regiões subsequentes.

a maior resistência ao fluxo de ar e a secção 4 - Nasofaringe - a menor. Sabe-se que num regime laminar:

$$P = R \times Q \quad (4.2)$$

Em que P é uma pressão diferencial, R representa a resistência e Q o fluxo de ar. Ou seja, para um fluxo de ar constante, quanto maior a resistência, maior a variação de pressão.

Em conformidade com o modelo ilustrado na figura 4.12, as pressões em cada secção deverão ser as apresentadas na tabela 4.1.

Tabela 4.1: Pressões diferenciais medidas em cada secção do modelo geométrico.

$$\begin{aligned}
 P_1 &= \Delta P_1 \\
 P_2 &= P_1 + \Delta P_2 = \Delta P_1 + \Delta P_2 \\
 P_3 &= P_2 + \Delta P_3 = \Delta P_1 + \Delta P_2 + \Delta P_3 \\
 P_4 &= P_3 + \Delta P_4 = \Delta P_1 + \Delta P_2 + \Delta P_3 + \Delta P_4
 \end{aligned}$$

Em que P_1, P_2, P_3 e P_4 são pressões diferenciais relativas à Pressão Atmosférica.

De acordo com a equação 4.2 e o modelo geométrico,

$$\Delta P_4 < \Delta P_3 < \Delta P_1 < \Delta P_2 \quad (4.3)$$

Assim, foram deduzidas as seguintes relações entre as pressões diferenciais medidas que se espera verificar:

$$\Delta P_4 < \Delta P_3 < \Delta P_1 < \Delta P_2 \quad (4.4)$$

$$P_2 > 2P_1 \quad (4.5)$$

$$2P_2 > P_3 \quad (4.6)$$

$$P_4 + P_2 < 2P_3 \quad (4.7)$$

$$3P_2 > P_4 \quad (4.8)$$

Em relação à secção 3, que inclui três regiões onde foram adquiridas medidas, espera-se que apresente padrões distintos para as fases inspiratórias e para as fases expiratórias. Na fase de inspiração o fluxo aéreo é maior no meato médio e junto ao pavimento, por isso, espera-se que as pressões nestas regiões sejam superiores às pressões medidas junto ao teto. Já na fase de expiração, o fluxo aéreo é distribuído mais uniformemente, pelo que as diferenças entre os valores de pressão medidos devem ser pouco significativas.

Apesar de a literatura mencionar a existência de fluxo laminar numa respiração basal, o regime de fluxo está muito dependente da topologia do interior das fossas nasais, pelo que, neste estudo, não se poderá considerar a igualdade descrita na equação 4.2. Considerar-se-á apenas a relação de proporcionalidade entre a pressão diferencial medida e a resistência das vias aéreas.

Além do regime do fluxo de ar, é necessário ter em conta outro aspeto: o de que as secções eficazes reais do molde de silicone podem ser muito diferentes das apresentadas no modelo geométrico da figura 4.12, dada a variabilidade anatómica de indivíduo para indivíduo.

Resultados e Discussão

No seguimento da produção e análise dos moldes, este capítulo foca-se nos resultados obtidos e na sua discussão. Foi assim dividido em quatro partes: a primeira consiste numa apresentação dos moldes obtidos, a segunda e a terceira mostram o molde positivo de silicone na perspetiva interna através da endoscopia e TC, respetivamente, e as conclusões que se poderão retirar destes exames. A quarta e última parte apresenta o processamento dos dados de manometria obtidos bem como as diferentes relações entre as pressões internas. Todos estes resultados serão também debatidos no presente capítulo.

5.1 Análise Visual dos Moldes

5.1.1 Molde A

O Molde A, obtido através do protocolo 1 da secção 4.1.2, foi analisado visualmente. A figura 5.1 apresenta fotografias do molde de diferentes perspetivas, com a identificação de algumas das estruturas típicas das fossas nasais.

Diferentes fatores podem ter afetado a produção do Molde A. Um dos principais deve-se ao facto de o espécime a partir do qual foi obtido ter muito provavelmente sido sujeito a cirurgia nasal, comprometendo assim a integridade das estruturas.

Idealmente, o espécime cadavérico para produção de moldes deveria ser seleccionado atendendo aos seguintes parâmetros:

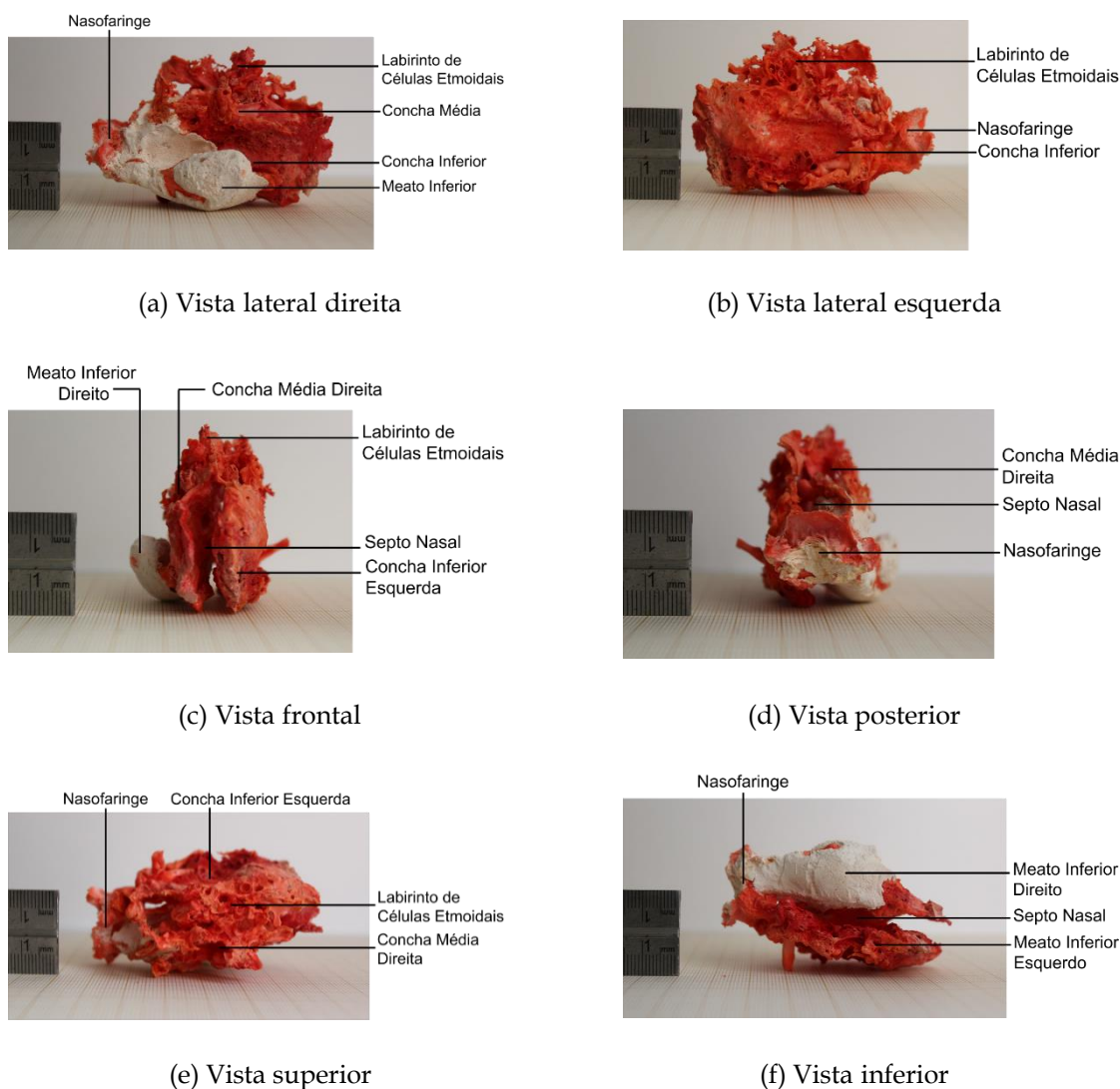


Figura 5.1: Fotografias do Molde A visto de diferentes perspectivas. Nas imagens são identificadas algumas estruturas características das vias aéreas nasais, nomeadamente conchas e meatos inferiores, concha média, septo nasal, nasofaringe e labirinto de células etmoidais. (a) Vista lateral da parede nasal direita. (b) Vista lateral da parede nasal esquerda. Vista frontal com clara diferenciação entre as fossas nasais direita e esquerda. (d) Vista posterior, com visualização da união das duas fossas nasais, a região superior da nasofaringe. (e) Vista superior, com visualização de canais de comunicação entre as fossas nasais direita e esquerda através das células etmoidais. (f) Vista inferior com visível separação entre as fossas nasais direita e esquerda pelo septo nasal e união na região da nasofaringe.

- Deve manter minimamente as condições de elasticidade dos tecidos;
- Não devem ter sido administrados procedimentos cirúrgicos ao nível do crânio ou da face, quer em vida, quer *post mortem*;
- Não deve apresentar alterações morfológicas extensas.

Contudo, foram observadas evidências de o espécime não ter cumprido o segundo ponto, podendo ter sido criadas vias alternativas às fossas nasais por onde o polímero pode ter escoado. É ainda possível que, além da abertura de novas vias, tenham sido realizadas outras alterações à morfologia das fossas nasais. Ainda assim, após estudo rinoscópico anterior, este espécime foi dado como viável para a obtenção de moldes.

Durante a injeção de “Perspex Tensol 70” através das narinas do espécime, é possível que existissem espaços não preenchidos por este, criando câmaras de ar. Potenciais causas para a origem destas câmaras são a viscosidade do polímero, a elevada complexidade da topologia interna das fossas nasais e o tamponamento posterior sem uma saída de ar. Tentando minimizar artefactos deste tipo, o espécime foi agitado alternadamente aos períodos de injeção do polímero.

No Molde A, é visível um material esbranquiçado que reveste o polímero de coloração vermelha desde o meato inferior direito, passando pela concha inferior direita e alastrando-se à nasofaringe. Este resultado inesperado deve-se provavelmente a uma reação paralela à de polimerização do “Perspex Tensol 70”, mas até ao momento presente não foi encontrada uma justificação concreta para a ocorrência. A camada está presente em regiões compactas, não sendo possível avaliar a sua espessura, pelo que pode alterar substancialmente as dimensões das estruturas que reveste ou não.

5.1.2 Molde B

O Molde B é composto por uma peça esculpida à imagem do Molde A, por um prolongamento faríngeo e um vestíbulo. A peça vestibular foi esculpida em plastilina à imagem de um molde produzido em alginato. A fotografia deste molde vestibular encontra-se na figura 5.2. Na figura 5.3 são apresentadas três fotografias do Molde B, em três perspetivas diferentes, com a identificação de algumas estruturas típicas.

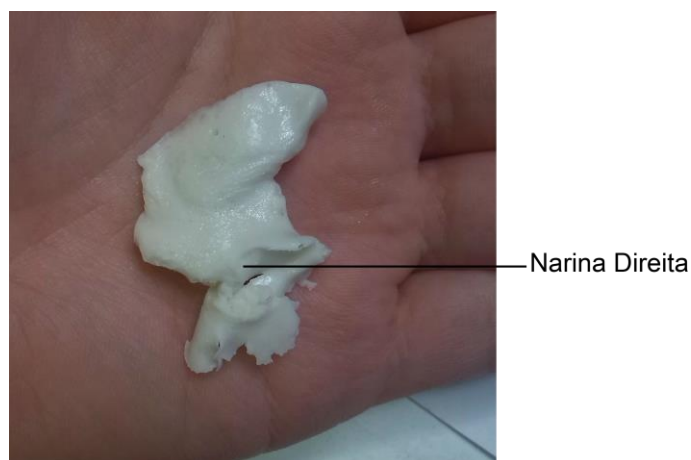
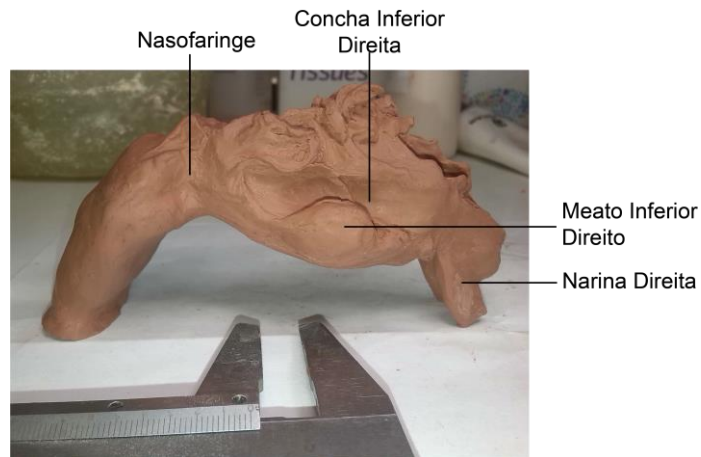
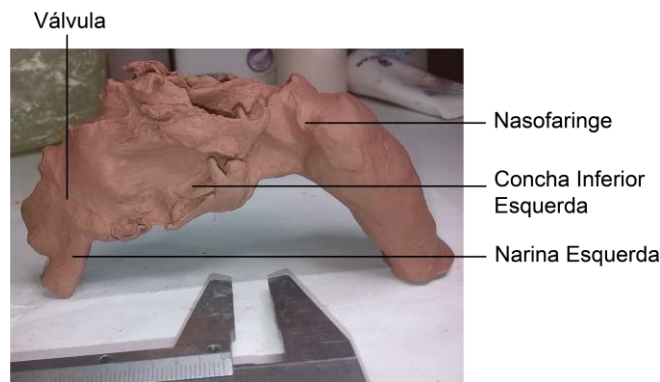


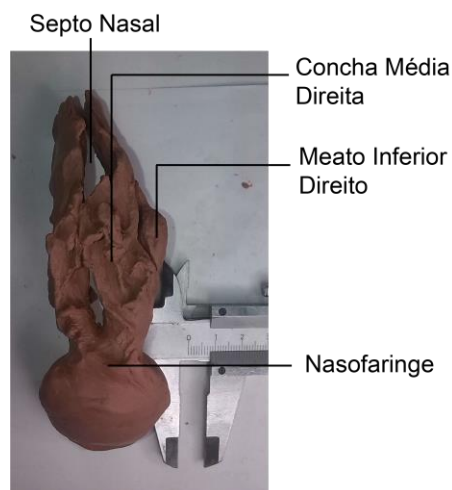
Figura 5.2: Fotografia do molde do vestíbulo nasal em alginato. Este é um molde negativo de um vestíbulo nasal direito até à válvula nasal produzido *in vivo*. Na imagem, é visível a face esquerda (face voltada para o septonasal).



(a) Vista lateral direita



(b) Vista lateral esquerda



(c) Vista superior

Figura 5.3: Fotografias do Molde B visto de diferentes perspectivas.

O objetivo da existência entre um passo intermédio entre o molde negativo obtido diretamente do espécime e o molde positivo foi produzir o segundo sem ter de danificar o primeiro e possibilitar a extensão das fossas nasais para incluir o vestíbulo e a nasofa-

ringe completa. Neste sentido, pretendia-se que os Moldes A e B ficassem o mais semelhantes possível.

Para o protocolo 2, descrito na secção 4.1.3, há alguns reparos a fazer. O molde vestibular, criado em alginato, com base no qual se esculpiu um vestíbulo nasal em plastilina para o Molde B, partiu de um indivíduo vivo com características físicas diferentes do espécime utilizado no protocolo 1 (secção 4.1.2). Isto significa que foram introduzidos mais dois fatores variáveis neste sistema: a elasticidade e volume dos tecidos num espécime *in vivo versus post mortem*; e a diferença dos parâmetros antropométricos entre os espécimes.

O molde em alginato atingiu a zona da válvula nasal, que é precisamente o local onde foi realizada a oclusão da fossa nasal (ver passo 5 do protocolo 4.1.2) para o Molde A. Ao ter-se unido as peças esculpidas nesta região, não é possível ter a certeza de que a sua união corresponde a um local e posicionamento anatomicamente realistas, pelo que a região da válvula nasal poderá apresentar resultados inesperados nos exames a que o molde positivo foi submetido.

5.1.3 Molde C

O Molde C, obtido através do protocolo 3 (secção 4.1.4), corresponde à realidade das fossas nasais da peça cadavérica, do vestíbulo nasal de um indivíduo vivo e de uma faringe baseada em imagens de rinoscopia posterior. As fotografias são mostradas na figura 5.4.

No protocolo 3 (secção 4.1.4) é descrita a utilização de um recipiente estanque em barro. Na realidade, na produção do Molde C, para além do recipiente de barro, foi utilizado o molde facial de um indivíduo adulto do género masculino para conferir o aspeto exterior de um nariz ao molde, facilitando a sua compreensão e diminuindo a espessura do molde na zona da pirâmide nasal, o que permitiu que este ficasse com uma elasticidade semelhante à do tecido humano. O facto de este indivíduo ser distinto do espécime utilizado para obtenção do Molde A e distinto também do indivíduo a partir do qual se obteve o molde vestibular fez com que a variabilidade anatómica de pessoa para pessoa fosse um factor relevante, uma vez que o molde facial previa dimensões do nariz mais reduzidas que as do Molde B, além de apresentar um desvio do septo nasal. Isto resultou em paredes vestibulares mais finas do que as de um ser humano saudável.

Com a análise visual do molde, foi possível verificar a topologia característica dos cóanos e da nasofaringe, o que valida a escultura desta região a partir do Molde B e de imagens de rinoscopia posterior. Nesta análise, não foram visualizados vestígios de plastilina.

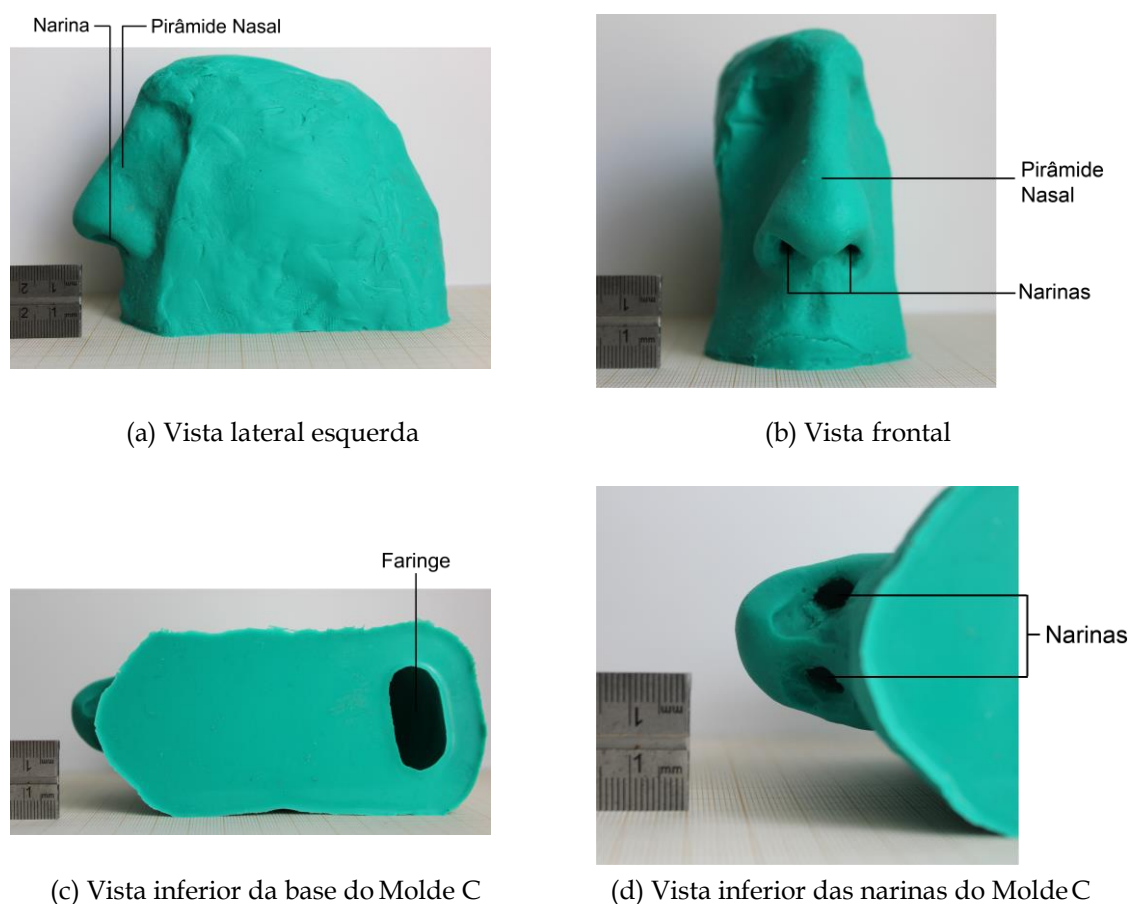


Figura 5.4: Fotografias do Molde C visto de diferentes perspectivas.

5.1.4 Comparação das Dimensões dos Moldes

A partir das fotografias apresentadas nas figuras 5.1, 5.3 e 5.4, foi possível determinar as dimensões de algumas estruturas relevantes dos moldes com recurso a uma régua digital. Estas dimensões, na tabela 5.1, são apresentadas sob a forma de intervalos, uma vez que o nível de complexidade tridimensional do Molde A e a profundidade das fotografias impuseram limitações à medição.

Para o Molde A e o Molde B, as dimensões apresentadas são consistentes com as medidas recolhidas diretamente do molde com uma craveira.

Analisando as dimensões do Molde A, verifica-se que a largura do meato inferior direito é bastante superior à largura do meato inferior esquerdo, o que pode ser devido à presença do material esbranquiçado que reveste o meato inferior direito, a uma alteração morfológica natural, como um desvio do septo nasal, ou ainda a uma intervenção cirúrgica.

Dado o objetivo de que o Molde B ficasse o mais semelhante possível ao Molde A, também para este foram medidas algumas estruturas. Adicionalmente, foram também recolhidas as dimensões relativas ao vestíbulo nasal.

5.1. ANÁLISE VISUAL DOS MOLDES

Tabela 5.1: Dimensões das principais estruturas visíveis dos moldes produzidos

Dimensão Estudada	Intervalo de valores medidos $\pm 0,05$ cm		
	Molde A	Molde B	Molde C
Comprimento (do plano mais anterior ao plano mais posterior, excluindo a pirâmide nasal)	6,29 a 6,63 cm	6,37 a 6,60 cm	10,53 a 11,39 cm
Largura (da extremidade esquerda à extremidade direita)	2,93 a 3,33 cm	3,82 cm	4,36 a 5,45 cm
Altura (da base ao topo)	3,33 a 4,38 cm	3,85 a 4,58 cm	8,58 a 8,94 cm
Altura (do plano das narinas ao topo)	-	-	5,29 a 5,88 cm
Espessura do septo nasal	0,50 a 0,85 cm	0,77 cm	0,96 cm
Largura da nasofaringe/faringe	1,67 a 2,56 cm	1,99 a 2,25 cm	1,49 a 3,06 cm
Largura do meato inferior direito (plano sagital plano axial inferior)	0,68 cm 1,70 cm	1,63 cm -	-
Largura do meato inferior esquerdo	1,04 cm	-	-
Largura das narinas (plano sagital)	-	0,97 a 1,32 cm	0,71 a 0,73 cm
Largura do vestíbulo (plano sagital)	-	1,63 a 1,99 cm	-
Espessura do vestíbulo (plano coronal)	-	1,17 a 1,46 cm	-
Altura do vestíbulo (plano sagital)	-	1,16 a 1,56 cm	-

Comparando as dimensões dos Moldes A e B, verifica-se que o comprimento do Molde B, bem como a espessura do septo nasal e a largura da nasofaringe, estão dentro do intervalo de valores medidos para os parâmetros correspondentes no Molde A.

As medidas da largura do Molde B e do seu meato inferior direito apresentam-se mais elevadas do que seria de esperar, sendo a largura do Molde B o parâmetro com maior desvio (quase 0,5 cm). A ampliação desta medida é justificada com a dificuldade em esculpir estruturas de dimensões tão reduzidas e com tão elevado nível de detalhe, tendo sido alguns recortes aproximados a superfícies lisas mais compactas. Um exemplo desta simplificação encontra-se ao nível da parte superior do Molde B, correspondente ao labirinto de células etmoidais. A altura mostra-se apenas 0,2 cm mais elevada no Molde B do que no Molde A.

Para o Molde B, foi ainda medido o parâmetro da largura do meato inferior direito que, apesar de se encontrar dentro do intervalo de valores apontados pelo Molde A, apresenta uma dimensão bastante superior à do Molde A quando são ambas medidas na face lateral (plano sagital) do molde correspondente. Esta evidência sugere que o meato inferior direito tenha sido esculpido com uma forma menos cilíndrica no Molde B do que aquela que realmente tem.

Em comparação com as dimensões apontadas na literatura [44], a nasofaringe do Molde B apresenta-se mais larga. No entanto, traduz as dimensões do espécime utilizado na produção do Molde A.

Também para o Molde C foram recolhidas algumas dimensões. O Molde C, por ser compacto, não permite a recolha das medidas das estruturas internas. Assim, na tabela 5.1 encontram-se as medidas gerais do molde, bem como as medidas das aberturas anteriores (narinas) e posterior (faringe).

O processo de obtenção do Molde C, implica que este tenha a espessura do espaço entre o Molde B e o recipiente onde foi posicionado. Deste modo, todas as dimensões medidas no Molde C, à exceção dos orifícios e do septo nasal, acrescentam a sua espessura às medidas do Molde B. Naturalmente, estas serão superiores às medidas quer do Molde B quer do Molde A.

O comprimento da base do Molde C é superior à dimensão correspondente no Molde B em cerca de 4 centímetros \pm 0,05 cm. Este aumento tão elevado deve-se ao facto de a medida no Molde B só se referir à peça esculpida à imagem do Molde A, portanto desde a válvula nasal até à nasofaringe. No entanto, a mesma medida no Molde C inclui o prolongamento posterior da nasofaringe, para além da sua espessura.

Já a dimensão da largura do Molde C não constitui um aumento tão pronunciado (entre 0,54 e 1,63 centímetros) em relação ao Molde B, pois só considera a espessura do molde positivo.

Em relação à altura do Molde C, foram recolhidos dois valores: o primeiro é a altura completa, desde a base até ao topo, o que significa que conta com o prolongamento inferior da nasofaringe; o segundo valor é a distância entre o plano das narinas e o topo

do molde, fazendo uma correspondência com a medida da altura desde o pavimento até ao teto do Molde B acrescentada da espessura do Molde C. Com estes dados, calculou-se o aumento à altura da fossa nasal introduzido pela espessura do molde, estando este valor entre 1,3 e 1,4 cm. Calculou-se também o excesso introduzido pela faringe a partir da diferença das duas medidas de altura do Molde C, sendo este valor de cerca de 3 centímetros.

Relativamente à abertura posterior do Molde C (faringe), a sua largura no plano sagital (da extremidade anterior para a posterior) enquadra-se nos valores apresentados na literatura [44]. Já a largura no plano coronal (da extremidade esquerda para a direita) é consideravelmente mais elevada do que os valores descritos na literatura. Contudo, comparativamente à dimensão da nasofaringe dos Moldes A e B, o Molde C apresenta um aumento para a faringe de menos de um centímetro.

O tamanho das narinas é o único parâmetro que apresenta um valor menor para o Molde C do que para o Molde B. A principal causa reside no facto de o contato na área das narinas entre o Molde B e o recipiente em que este estava colocado não ter sido perfeito. Devido ao posicionamento do Molde B dentro do recipiente, não foi possível impedir o silicone de penetrar na interface entre os dois, pelo que, no Molde C original, as narinas estavam parcialmente obstruídas. Após o seu desimpedimento, ficaram com dimensões consideradas irrealistas, tendo-se por isso procedido ao alargamento dos orifícios através da utilização de um bisturi. As narinas ficaram com uma dimensão mais aproximada da do Molde B (entre 1 e 1,4 cm).

5.2 Análise através de Métodos de Imagem

5.2.1 Endoscopia

Através de endoscopia com diferentes endoscópios, de 0 e 30°, foi possível analisar visualmente o interior do Molde C. Juntando a informação dos três exames a identificação de algumas características de fossas nasais reais no molde foi facilitada. Na figura 5.5 são apresentadas imagens relevantes das endoscopias realizadas com ambos os endoscópios e onde se identificam algumas estruturas.

De uma forma geral, notam-se as cavidades direita e esquerda amplas e com paredes bem definidas. Em ambos os lados, a concha inferior é a mais evidente. Também se consegue identificar as conchas médias, sendo estas menos pronunciadas. A concha média esquerda parece ter criado um ponto de fusão com o septo nasal. Quanto às conchas superiores, a sua evidência não é clara, distinguindo-se apenas esta estrutura na fossa nasal direita.

Na fossa nasal esquerda, foram identificadas algumas outras estruturas, nomeadamente:

- o recesso frontal (espaço onde se encontra o acesso aos seios frontais),
- uma célula *agger nasi* (célula etmoidal que se localiza habitualmente numa posição anterior ao meato médio),
- o processo uncinado do etmóide (lâmina óssea do osso etmóide que se destaca na parede nasal entre as conchas média e inferior e que protege o óstio do seio maxilar).

Na fossa nasal direita, destacou-se na sua parte mais posterior e superior o recesso esfenotmoidal (espaço que contém o orifício anatómico do seio esfenoidal), e também um desvio convexo do septo nasal com uma saliência anormal.

O exame endoscópico avaliou também a região da nasofaringe com um aspeto típico, boa definição dos cóanos, do bordo posterior do septo nasal e das caudas das conchas inferiores.

Esta análise revelou ainda a existência de artefactos estruturais e de vestígios de plastilina derivados dos processos de moldagem e da manipulação do espécime a partir do qual se obteve o Molde A. Estes aspetos são discutidos mais detalhadamente em seguida.

A análise endoscópica do Molde C revelou que este apresenta uma topologia interna semelhante às fossas nasais humanas, onde se distinguem as conchas inferiores e médias e os respetivos meatos. A concha e meato superior foram visualizados na fossa nasal direita. Foram identificadas ainda outras características anatómicas típicas como o septo nasal e uma nasofaringe bem definida. O molde apresenta cavidades amplas, cuja dimensão poderá estar relacionada com a retração da mucosa do espécime a partir do

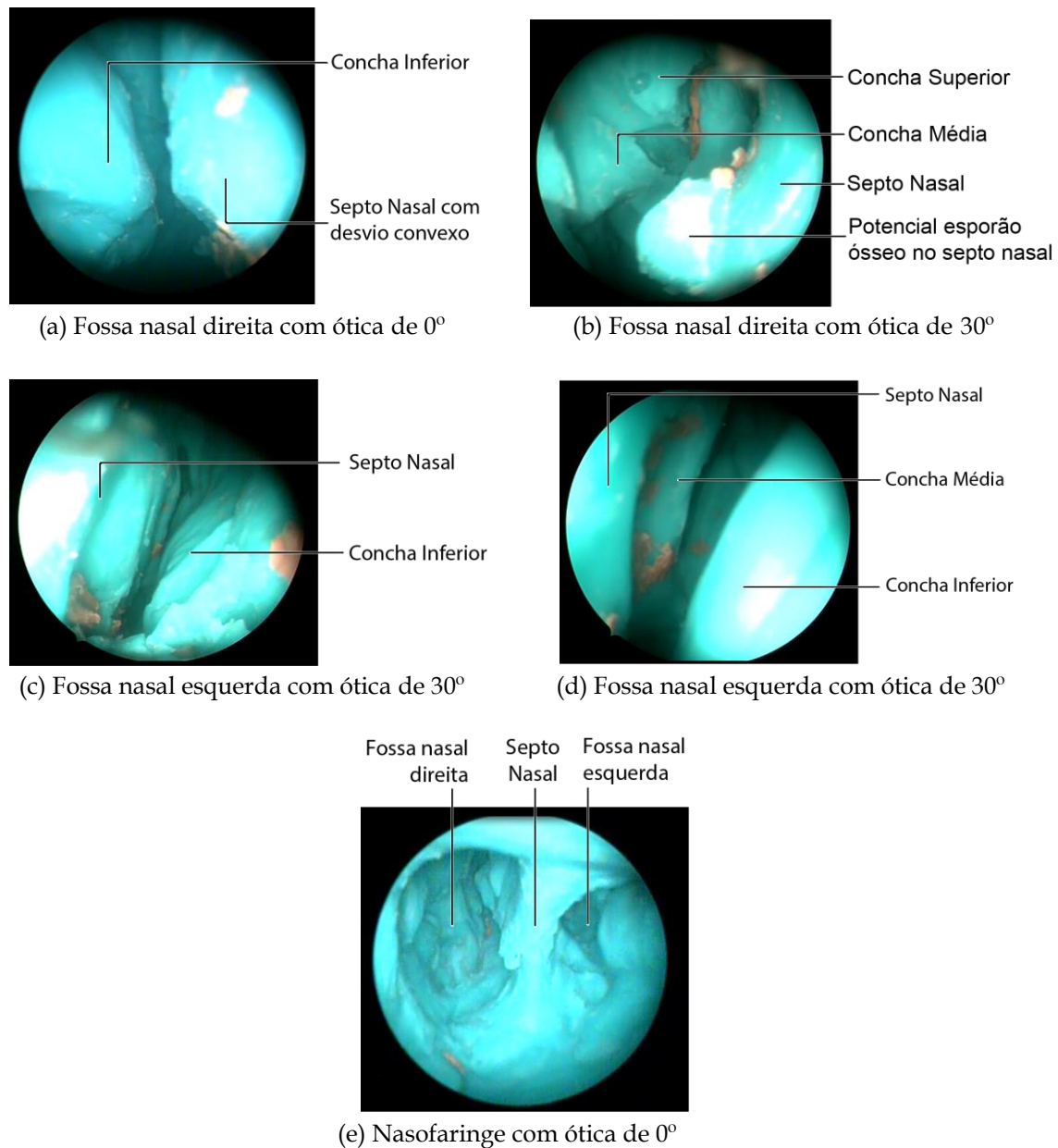


Figura 5.5: Imagens de Endoscopia Realizada ao Molde C. As imagens (a) e (b) foram recolhidas na fossa nasal direita. As imagens (c) e (d), referem-se à fossa nasal esquerda. A imagem da nasofaringe, em (e), foi obtida por exploração endoscópica posterior. As imagens (a) e (e) foram obtidas com a ótica de 0°. As restantes utilizaram a ótica de 30°. Todas as imagens de endoscopia foram fornecidas pelo Serviço de Otorrinolaringologia do Hospital EgasMoniz.

qual foi obtido o molde, característica inerente a uma peça cadavérica. Esta reação fisiológica é especialmente evidente no tamanho reduzido das conchas inferiores e médias e no rebaixamento do pavimento nasal.

Observou-se um desvio convexo do septo nasal para a fossa nasal direita que justifica a diferença entre as dimensões da largura dos meatos inferiores direito e esquerdo e que

provavelmente condicionaria o fluxo de ar na cavidade nasal direita do espécime humano utilizado. A saliência do septo na fossa nasal direita faz lembrar um esporão ósseo, porém esta pode não passar de um artefacto causado pelo processo de moldagem.

A definição pouco clara das conchas médias, a fusão da concha média esquerda com o septo, bem como a aparente inexistência da concha superior esquerda tem origem provável no processo de moldagem, mais concretamente na seleção de um espécime não ideal para realização do protocolo 1 (secção 4.1.2), ou nas aproximações feitas pela escultura no protocolo 2 (secção 4.1.3). A primeira causa potencial apontada relaciona-se com a manipulação cirúrgica das estruturas nasais do espécime previamente à obtenção do Molde A, podendo ter sido criados espaços e vias não naturais por onde o polímero pode ter fluído. Quanto à segunda causa potencial, o Molde B não apresentava a complexidade de detalhes do Molde A, sendo uma aproximação deste, pelo que as estruturas mencionadas poderão simplesmente ter sido dissimuladas na escultura. É ainda necessário referir que, na análise visual do Molde A, não foram identificadas as conchas superiores, pelo que a primeira causa potencial será a mais provável.

Os vestígios de plastilina, presentes nos espaços mais recortados do Molde C, permaneceram mesmo após os passos seguidos para a sua remoção no protocolo 3 (secção 4.1.4). Dada a natureza oleosa do material, é possível que estes vestígios estejam a revestir outros processos típicos da fossa nasal humana não identificados na endoscopia.

5.2.2 Tomografia Computorizada

O exame de Tomografia Computorizada do Molde C resultou em 138 cortes no plano coronal, 73 cortes no plano axial e 55 cortes no plano sagital. Os cortes obtidos tinham dois milímetros de espessura e um milímetro de distância entre cada um.

A figura 5.6 apresenta três cortes relevantes no plano axial.

É possível observar uma grande diferença entre a largura do meato inferior direito e do meato inferior esquerdo. Ao nível do corte representado na primeira imagem, o septo nasal é retilíneo e dá-se a abertura do vestíbulo para a fossa nasal do lado esquerdo. A um nível ligeiramente superior (segunda imagem), notam-se as conchas inferiores de ambos os lados e um espessamento do septo nasal com maior proeminência na fossa nasal direita. Ao nível de um corte um pouco mais acima (terceira imagem), já não se vê a nasofaringe, é identificada uma curvatura do septo com convexidade voltada para a fossa nasal direita e a concha média esquerda parece ter-se fundido com o septo nasal.

Na figura 5.7 podem ser visualizados três cortes relevantes no plano coronal a diferentes profundidades. Neste plano existem evidências de diversas estruturas: o recesso frontal dos dois lados, o septo nasal, os meatos inferiores direito e esquerdo, as conchas inferiores e médias direita e esquerda e a concha superior direita. São também observadas algumas variações anatómicas: a elevação das válvulas, o rebaixamento do pavimento nasal, o desvio do septo nasal com convexidade para o lado direito, a larga dimensão do meato inferior direito quando comparado com o esquerdo e a fusão da con-

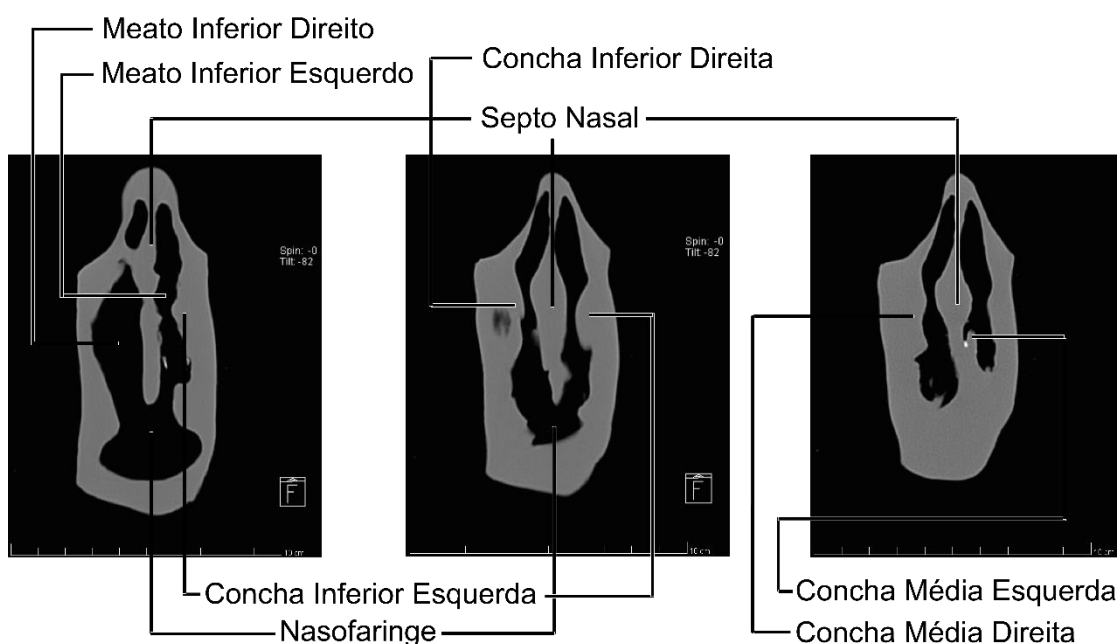


Figura 5.6: Imagens de Tomografia Computorizada do Molde C no plano axial. As imagens correspondem a cortes a diferentes profundidades, desde a base até ao topo do molde.

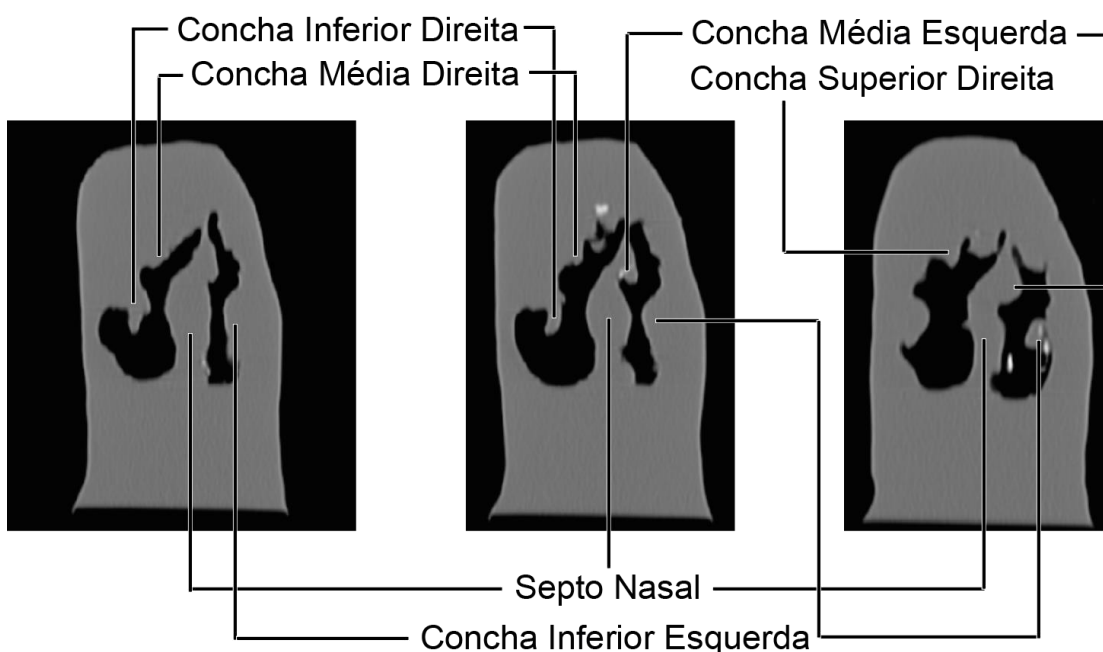


Figura 5.7: Imagens de Tomografia Computorizada do Molde C no plano coronal. As imagens correspondem a cortes a diferentes profundidades, da extremidade anterior à extremidade posterior.

cha média esquerda com o septo nasal.

Nos cortes no plano sagital, correspondentes à figura 5.8, é possível identificar ambas as conchas inferiores e a concha média esquerda. Esta perspectiva também permitiu

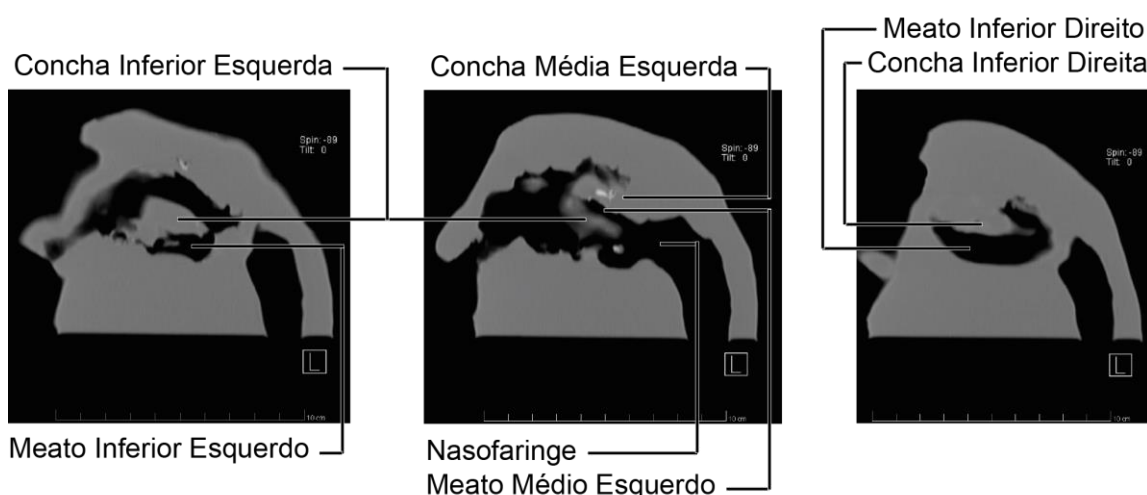


Figura 5.8: Imagens de Tomografia Computarizada do Molde C no plano sagital. As imagens correspondem a cortes a diferentes profundidades, da extremidade esquerda à extremidade direita.

notar um rebaixamento atípico do pavimento nasal, um perfil recortado pouco comum do teto e um arredondamento anômalo da região superior do vestíbulo, nomeadamente na válvula.

Os pontos mais brilhantes que se observam nas imagens de TC são muito provavelmente vestígios de plastilina.

O exame de Tomografia Computarizada pôs em evidência diversas variações anatómicas que poderão ter origem no processo de obtenção do molde ou previamente. Começando pela válvula nasal, foi verificado que esta se encontrava mais elevada do que o que seria esperado, além de mais ampla e com perfil lateral arredondado, o que será devido principalmente à escultura do vestíbulo e à sua colocação relativamente à peça representativa das fossas nasais. O processo intermédio de escultura de um molde negativo pode ter alterado algumas proporções e o posicionamento relativo de algumas estruturas, causando também o rebaixamento do pavimento nasal. Outra das causas apontadas para esta depressão é a retração característica dos tecidos do cadáver. Na extremidade oposta, observou-se um teto bastante recortado em vez da superfície contínua esperada. Dada a existência de uma multitude de canais e células etmoidais na região superior da fossa nasal, é provável que o polímero injetado no protocolo 1 tenha escoado também para este labirinto e que os detalhes do topo do Molde A resultantes tenham sido suavizados no processo de escultura.

As imagens no plano axial exibiram, além do seu desvio convexo para o lado direito, um septo nasal curvado e bastante fino na região do vestíbulo, com posterior espessamento. O desvio do septo nasal é uma variação anatómica bastante comum, pelo que a origem mais provável é a de o espécime a partir do qual foi obtido o molde apresentar o mesmo desvio. Quanto à curvatura e estreitamento do septo, estes levam novamente a pensar na adesão da peça vestibular à peça esculpida à semelhança do Molde A, que pode ter sido realizada de forma irrealista. Por outro lado, convém lembrar que, para

obter o Molde A, os tecidos do espécime estiveram sujeitos a uma compressão forte de tamponamento, o que pode ter resultado numa tipologia atípica do septo nasal.

Ainda em relação ao septo, notou-se nas imagens uma proeminência superior ao meato médio esquerdo, pelo que é possível que esta estrutura seja a concha média esquerda. Este artefacto tem razão provável no processo de moldagem, quer o de obtenção do Molde A, com deslocamento da concha média esquerda do espécime cadavérico, quer o de obtenção do Molde B com uma escultura mal concretizada do septo. No caso de a proeminência ligada ao septo não ser a concha média esquerda, é provável que seja apenas um artefacto da produção do molde e que a concha média esquerda tenha sido removida cirurgicamente.

As imagens de TC no plano coronal mostram uma clara assimetria das fossas nasais direita e esquerda, especialmente ao nível do meato inferior, onde o meato inferior direito se apresenta alongado lateralmente. Este alongamento parece ter as características de um antigo procedimento cirúrgico em que se criava uma abertura larga entre o seio maxilar e o meato inferior para drenagem do seio. Supondo que o espécime a partir do qual se obteve o molde foi submetido a uma intervenção deste tipo, o alongamento do meato inferior visível no modelo positivo é na realidade uma parte do seio maxilar direito.

Apesar das anomalias apresentadas, as imagens de TC revelaram conformações típicas de fossas nasais humanas, com destaque para as conchas inferiores e médias e os respectivos meatos, bem como um espaço aéreo contínuo, desde os orifícios anteriores (narinas) ao orifício posterior (faringe) com separação em dois lados pelo septo nasal.

5.3 Análise das Pressões Internas

As pressões internas no Molde C foram adquiridas de acordo com a abordagem descrita na secção 4.2.3 com recurso à utilização do sistema de monitorização desenvolvido numa fase anterior do projeto FISIOPOL. Nesta secção é apresentada a análise funcional do molde em várias fases: a primeira pretende examinar o sinal de respiração obtido individualmente para cada fossa nasal, em cada tipo de respiração, em cada local, através da comparação de alguns parâmetros descritivos. A segunda fase consiste em comparar as pressões a diferentes profundidades na mesma fossa nasal, no mesmo tipo de ventilação e obstrução. A terceira pretende comparar os valores medidos nas mesmas condições para as fossas nasais direita e esquerda. Por último, a quarta fase analisa a influência da variação do tipo de ventilação e de obstrução no fluxo nasal.

Por erro na execução do procedimento, os dados relativos às medições da pressão nos vários locais da fossa nasal esquerda em regime de hiperventilação, sem oclusão contra lateral, não ficaram guardados. Assim, toda a discussão realizada acerca destes dados é inferida do gráfico da Pressão em função do Tempo (apêndice A.1).

A abordagem utilizada na obtenção de dados de pressão produz um sinal de ciclos respiratórios, cada ciclo com uma fase inspiratória (valores negativos) e uma fase expiratória (valores positivos), ao longo da fossa nasal (em seis regiões distintas), para as duas fossas nasais, em respiração basal e em respiração forçada, com e sem obstrução contralateral ao fluxo de ar. Assim, ao todo foram produzidos 48 séries de sinais. Com o objetivo de condensar a informação e facilitar a sua análise, os sinais para o mesmo tipo de ventilação e obstrução, na mesma fossa nasal, foram obtidos consecutivamente sem parar a aquisição. Com isto, obtiveram-se 8 gráficos como o da figura 5.9, variando a fossa nasal, o tipo de ventilação e a existência de obstrução. Os restantes gráficos não são apresentados por não serem considerados relevantes nesta análise.

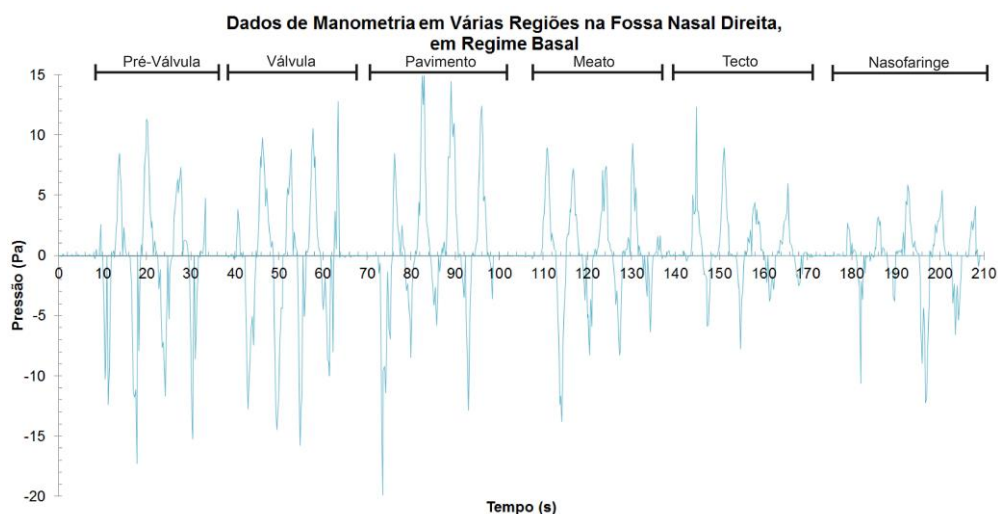


Figura 5.9: Gráfico das pressões internas ao longo da fossa nasal direita, em regime de ventilação basal, sem obstrução.

O sinal da figura 5.9 apresenta seis etapas distintas separadas por períodos de sinal nulo. Estas seis etapas correspondem às diferentes profundidades e posições do cateter dentro da fossa nasal.

5.3.1 Parâmetros Analisados

Para cada localização em que foram recolhidas medidas de pressão, foram calculados os parâmetros descritos na tabela 5.2. O objetivo da determinação destes parâmetros estatísticos para cada local de medida, cada fossa nasal, cada regime de ventilação e de obstrução, é o de os comparar com valores de pressão encontrados na literatura e de os relacionar entre si, tentando encontrar padrões de pressão do fluxo aéreo nasal.

Tabela 5.2: Parâmetros estatísticos calculados para os conjuntos de pressões internas do Molde C recolhidos e o seu significado no contexto da análise.

Parâmetro	Significado no contexto
Média	Verifica o equilíbrio entre os valores positivos (expiração) e os valores negativos (inspiração). Deve aproximar-se de 0 se as pressões para as inspirações e expirações forem semelhantes.
Média dos Valores Absolutos (MVA)	Corresponde ao valor médio do sinal, incluindo fases inspiratórias e expiratórias.
Desvio Padrão	Calcula a dispersão dos valores de pressão em relação à Média dos Valores Absolutos.
Mediana	Tendo em conta todos os valores absolutos das medidas de pressão, determina qual o valor do meio sem ser afetado por outliers.
Média das Fases Inspiratórias (MFI)	É a pressão média exercida numa inspiração. É um valor negativo.
Média das Fases Expiratórias (MFE)	É a pressão média exercida numa expiração. É um valor positivo.
Média dos Picos de Inspiração (MPI)	Calcula a média dos mínimos locais atingidos durante as fases inspiratórias. É um valor negativo.
Média dos Picos de Expiração (MPE)	Calcula a média dos máximos locais atingidos durante as fases expiratórias. É um valor positivo.

A tabela 5.3 apresenta uma análise descritiva do sinal correspondente a medidas efetuadas na fossa nasal direita, numa situação de respiração basal, com circulação livre do

ar pela fossa esquerda. Tal como esta, tabelas semelhantes para as diferentes situações são apresentadas no apêndice A.2, à exceção da tabela correspondente à situação de respiração forçada sem oclusão contralateral da fossa nasal esquerda.

Em relação às médias, tal como se previa, em todas as medições efectuadas em regime basal, estas tiveram valores muito reduzidos, entre 0 e 1 Pa, refletindo uma semelhança nos valores de pressão atingidos durante uma inspiração e durante uma expiração. Apesar deste equilíbrio, verifica-se uma tendência para que a média tenha valores positivos, ou seja que as fases expiratórias atinjam valores de pressão mais elevados do que aqueles atingidos nas fases inspiratórias. Nas medições em regimes de hiperventilação, as médias apresentam valores mais distantes de zero, sendo o máximo de 34,01 Pa. Este aumento generalizado de valores indica que em situações de hiperventilação, o equilíbrio entre fases inspiratórias e fases expiratórias deixa de existir, havendo muito mais tendência para uma ou para a outra. Nos casos analisados, a tendência de as pressões atingidas serem superiores nas fases expiratórias permaneceu. Apesar destes valores mais elevados, as médias continuam a ser valores várias vezes menores que as (MVA).

As MVA dos sinais, bem como as medianas, são, de uma forma geral, valores reduzidos, com tendência a aumentar ligeiramente com a introdução de uma obstrução ao fluxo aéreo numa respiração basal e um pouco mais para respirações forçadas. Especialmente quando comparados com valores apresentados na literatura, as pressões medidas têm valores bastante inferiores. Esta anomalia de valores justifica-se pelo facto de se estar a trabalhar com um modelo e não com um espécime *in vivo*, o que significa que fatores como o muco nasal, a flexibilidade da mucosa e o ciclo nasal de congestionamento e descongestionamento não estão presentes, reduzindo significativamente a resistência das vias aéreas. Há ainda que considerar que este molde apresenta evidências de manipulação cirúrgica que, em conjunto com o processo de moldagem, podem ter criado espaços de secção eficaz elevada, reduzindo assim as pressões medidas.

Durante os testes, a utilização da traqueia como via de ligação entre a fonte de ventilação e o molde pode ter tido dois efeitos: o primeiro consiste numa diminuição da pressão ao longo do seu comprimento (de acordo com a Equação de Hagen-Poiseuille²); o outro efeito é o do contato entre a fonte de ventilação e a traqueia e entre a traqueia e o molde, por onde pode ter escapado algum ar. Quanto ao primeiro, não é possível calcular a perda de pressão uma vez que não existem dados do fluxo de ar. Já em relação ao segundo efeito, as fugas de ar nas interfaces da traqueia como a fonte de ventilação e com o molde foram mínimas, desprezando-se então a sua potencial contribuição na redução das pressões nas fossas nasais.

Importa também realçar que os valores do desvio padrão associado ao parâmetro da MVA são valores da mesma ordem de grandeza que este, sendo por vezes até ligeiramente superiores. Isto significa que existem pressões (em valor absoluto) muito

² $P = \frac{8\mu LQ}{\pi r^2}$, em que P é uma pressão diferencial, μ a viscosidade dinâmica, L o comprimento do tubo, Q o fluxo e r o raio do tubo

Tabela 5.3: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em regime basal, sem oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Os parâmetros calculados apresentam uma incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	-0,75	3,60	4,20	1,58	-5,41	3,54	-14,15	10,96
Válvula	-0,56	4,30	4,15	3,84	-5,84	3,94	-13,25	9,14
Pavimento	0,63	4,10	4,32	2,75	-4,00	4,82	-10,11	12,55
Meato	0,19	2,92	3,09	1,76	-4,29	2,79	-9,18	8,19
Teto	0,59	1,85	2,17	1,17	-1,69	2,42	-5,00	7,89
Nasofaringe	-0,28	1,80	2,39	0,81	-3,11	1,64	-8,32	4,25

mais elevadas do que a média apresentada, atingidas em picos de inspiração ou de expiração. O facto de a MVA e a mediana terem valores tão reduzidos quando o desvio padrão é maior, pode provavelmente ser explicado pelo próprio ciclo respiratório. As pressões exercidas durante os picos da inspiração e da expiração são muito rápidas, havendo um decréscimo imediatamente a seguir a terem sido atingidas em respirações do tipo basal. Em respirações mais calmas, é natural passar-se mais tempo na transição entre a inspiração e a expiração do que nos picos que qualquer uma destas fases. Seguindo esta linha de raciocínio e acrescentando o fator da baixa frequência de amostragem do sistema (4 Hz), torna-se fácil pensar que foram recolhidos mais dados de pressões baixas do que de pressões de pico.

As médias ligadas apenas à fase inspiratória ou expiratória são valores próximos da MVA, com tendência a pressões mais elevadas na fase expiratória, achado este concordante com os valores tendencialmente positivos da média. Os valores de pico (Média dos Picos de Inspiração e de Média dos Picos de Expiração) apresentam-se muito superiores à MVA sem, no entanto se aproximarem dos 100 Pa apontados pela literatura para uma ventilação basal. Este valor é atingido apenas em respirações do tipo forçado.

Além da influência nos resultados de fatores relacionados com o molde e com o procedimento de medição das pressões, há que contabilizar os que derivam da utilização de um indivíduo vivo como fonte de ventilação, nomeadamente a variabilidade do fluxo de um ciclo respiratório para outro e o cansaço. Para qualquer uma das situações analisadas, verifica-se que os valores dos picos são sempre diferentes e existem até picos de valor muito mais elevado ou muito mais baixo que os restantes da sua série, como se pode ver o primeiro pico negativo da zona do pavimento no gráfico da figura 5.9. O cansaço do indivíduo é um fator incerto e não quantificável, que, se de facto se fez notar nos resultados, então são os dados do fim de cada série os que correspondem a valores mais reduzidos. No gráfico da figura 5.9, pode-se observar uma tendência decrescente nos picos positivos e negativos da zona do teto, provavelmente devida a este efeito.

5.3.2 Pressões ao Longo da Fossa Nasal

A recolha de dados de pressão em diferentes regiões na fossa nasal, a diferentes profundidades do cateter, possibilitou a análise e posterior modelação da variação da pressão ao longo da fossa nasal. A análise foi efetuada para os parâmetros MVA, MFI, MFE, MPI e MPE.

Na figura 5.10 são apresentados os gráficos correspondentes ao valor dos vários parâmetros para cada um dos seis locais de medição, na fossa nasal esquerda, em respiração basal, sem obstrução ao fluxo de ar. Tal como este, no apêndice A.3 existem outras seis figuras com os gráficos relativos às restantes séries de dados (os gráficos correspondentes à fossa nasal esquerda para uma respiração forçada sem obstrução não são apresentados devido à indisponibilidade dos dados).

De forma genérica, nos gráficos da figura 5.10, é visível um aumento do valor do parâmetro estudado da Pré-Válvula para a Válvula, exceto quando se trata das fases inspiratórias; da Válvula para o Pavimento verifica-se um decréscimo em todos os parâmetros, salvo na MVA e na mediana; o Meato e o Teto são os locais onde os parâmetros de pressão são os mais baixos, com uma ligeira descida dos valores do Meato para o Teto. A Nasofaringe apresenta-se com pressões mais elevadas do que o Meato e o Teto, mas não mais do que o Pavimento ou a Válvula da fossa nasal.

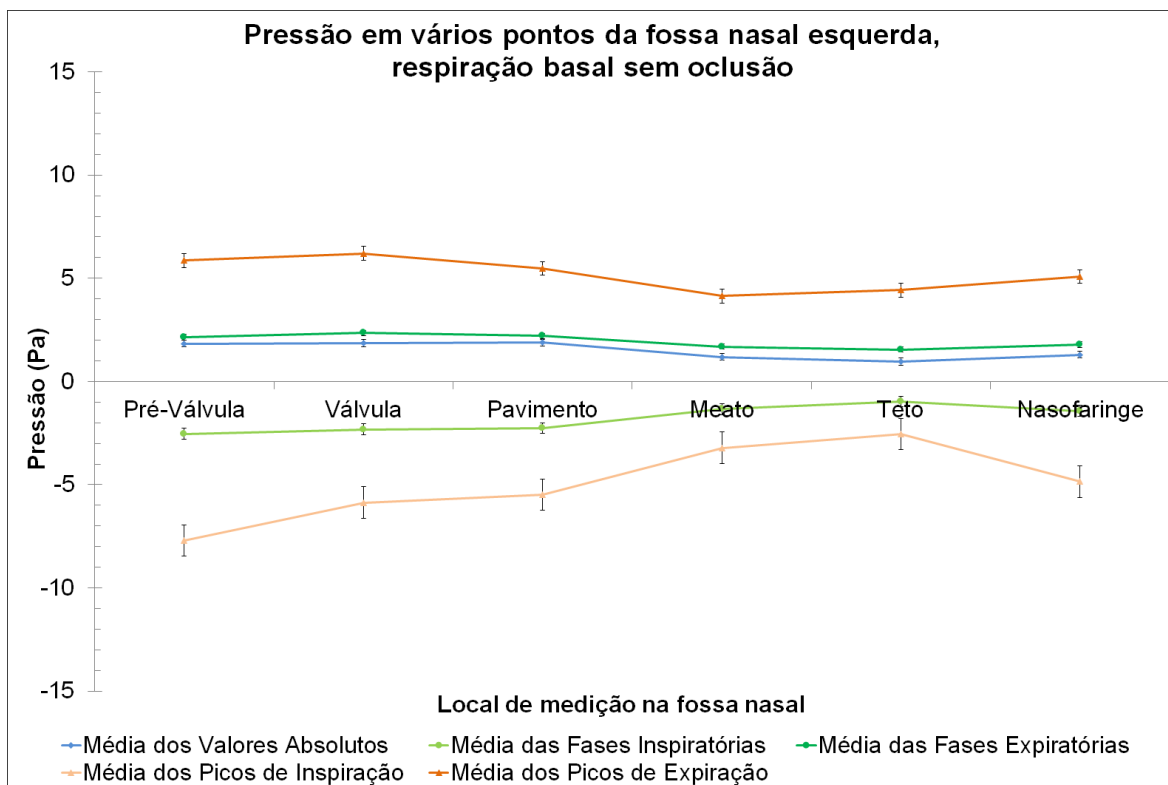


Figura 5.10: Gráfico dos parâmetros analisados em diferentes locais da fossa nasal esquerda, em regime de ventilação basal, sem obstrução.

Segmentando a fossa nasal nos quatro planos apresentados na figura 4.11, calculou-se a diferença entre as pressões medidas em cada local, para cada parâmetro. Dado que o Pavimento, o Meato e o Teto coincidem sobre o mesmo plano, foram calculadas as diferenças de valores entre a Válvula e cada um destes locais e entre cada um destes locais e a Nasofaringe. A tabela 5.4 apresenta os resultados destes cálculos e também a variação em percentagem para o parâmetro MVA para a fossa nasal esquerda em respiração basal sem oclusão. O cálculo das variações da pressão em cada local de medição estende-se aos restantes parâmetros de análise para além da MVA.

Todas as séries de dados foram analisadas da forma descrita nesta secção.

Tabela 5.4: Variação da MVA das pressões em diferentes regiões da fossa nasal esquerda, em regime de respiração basal, sem obstrução. Os valores da MVA apresentam uma incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

Pressão na Pré-Válvula	Δ	Pressão na Válvula	Δ	Pressão no Pavimento	Δ	Pressão na Nasofaringe
			↗ 0,03 Pa 1,51 %	1,89 Pa	↘ 0,59 Pa 31,13 %	
Pressão no Meato						
1,84 Pa	↗ 0,02 Pa 1,22%	1,86 Pa	↘ 0,67 Pa 36,01 %	1,19 Pa	↗ 0,11 Pa 9,24 %	1,30 Pa
Pressão no Teto						
			↘ 0,90 Pa 48,17 %	0,96 Pa	↗ 0,34 Pa 34,87 %	

Da análise anterior aos gráficos de todas as séries de dados (com exceção da que diz respeito à fossa nasal esquerda em situação de respiração forçada e sem obstrução) foi possível deduzir algumas tendências da variação da pressão ao longo da fossa nasal:

- A pressão na Válvula é superior à pressão na Pré-Válvula;
- A pressão no Pavimento é superior à pressão no Meato e no Teto;
- A pressão no Meato é ligeiramente superior à pressão no Teto;
- A pressão na Nasofaringe é superior à pressão no Teto.

Com os pontos mencionados torna-se simples a delimitação da variação das pressões ao longo da fossa nasal. A única variação não definida é a que corresponde à transição da Válvula para o Pavimento, uma vez que tantas foram as vezes em que se registou um aumento quantas as em que se registou um decréscimo. Assim, a pressão na Válvula poderá ser superior ou inferior à pressão no Pavimento, sendo estes frequentemente os valores de pressão mais elevados da série. Dado o facto de as tendências serem generalizações, convém notar que existem parâmetros cujo comportamento não é coincidente com o traçado tendencial. Como exemplo, pode-se ver na figura 5.10 o gráfico da MPI, em que a pressão na Válvula é inferior à pressão na Pré-Válvula (em valor absoluto).

Na secção 4.2.3, foram explicitadas relações entre as pressões medidas em diferentes locais da fossa nasal que se esperava verificar. Tendo estas relações como critérios, sujeitaram-se os parâmetros MVA, MFI, MFE, MPI e MPE aos mesmos. Alguns verificaram as relações, outros não, podendo a partir destes testes ser apontadas tendências do comportamento das pressões ao longo da fossa nasal. De uma forma geral:

- $\Delta P_2 > \Delta P_1$ não foi verificada
- $\Delta P_1 > \Delta P_3$ foi verificada
- $P_2 > 2P_1$ não foi verificada
- $2P_2 > P_3$ foi verificada
- $3P_2 > P_4$ foi verificada
- $\Delta P_3 > \Delta P_4$ e $P_4 + P_2 > 2P_3$ obtiveram resultados demasiado díspares para poder ser apontada uma tendência.

Estas relações podem ter vários significados. A primeira e terceira desigualdades levam a pensar que o valor de pressão na Válvula é bastante elevado ou este e o valor medido na Nasofaringe são próximos. É necessário ter em conta que as pressões registadas para regimes de respiração basal são consideravelmente reduzidas, pelo que a segunda opção é a mais provável. Da análise aos gráficos realizada anteriormente, verificou-se que, tendencialmente, a pressão na Válvula é superior à pressão na Pré-Válvula, pelo que se pode concluir que a pressão na Válvula terá um valor entre a medida na Pré-Válvula e o dobro deste ($P_1 < P_2 < 2P_1$). Seguindo a mesma linha de pensamento, é também possível afirmar que as pressões na Válvula e no segmento médio têm valores muito próximos.

Nesta altura é necessário perguntar por que razão as medidas de pressão ao longo da fossa nasal e as suas relações não seguem as previsões. Podem ser apontados diversos fatores. Começando pelo processo de obtenção do molde, é possível que as largas dimensões dos meatos, sobretudo do meato médio, a ausência de uma concha superior e a manipulação cirúrgica do espécime (ao nível medial) tenham causado um aumento da secção eficaz nestas zonas, conduzindo a um decréscimo dos valores de pressão e das diferenças entre eles. Há também que considerar como fator que o Molde B pode não ter sido esculpido de forma correta, induzindo variações não naturais da pressão, especialmente ao nível da Válvula e do Pavimento. De facto, a relação entre as pressões nestas duas regiões nem sempre é uniforme, não se podendo afirmar que uma é superior à outra na maioria das medições executadas.

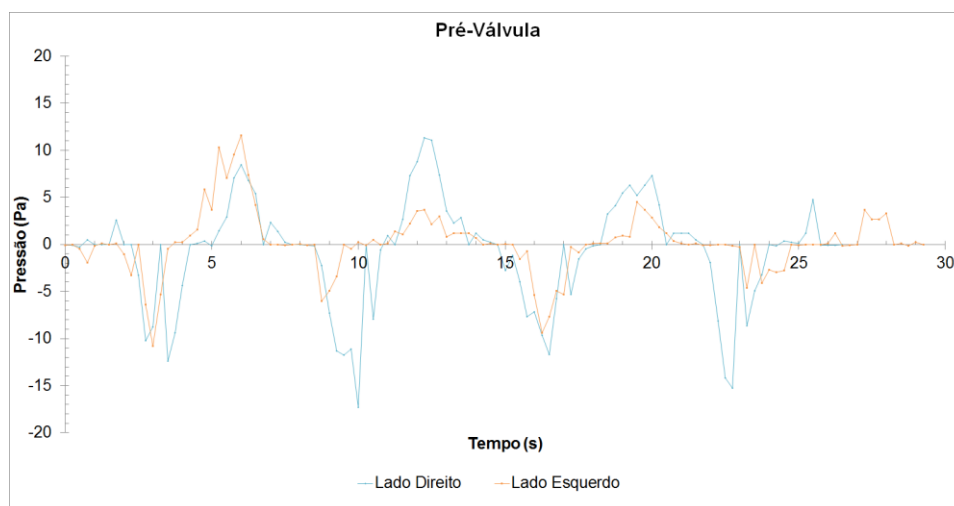
Quanto às pressões registadas junto ao Teto da fossa nasal, estas foram notavelmente inferiores às da Nasofaringe e, muitas vezes também, às do Meato. Se, por um lado, esta área deverá receber um fluxo de ar reduzido (5 a 20% da corrente principal [37]) e por isso apresentar pressões reduzidas, por outro lado, tem uma área de secção eficaz pequena e pode apresentar redemoinhos de ar, pelo que as pressões seriam superiores

às obtidas nas medições com o Molde C. Mais uma vez apresenta-se a ausência das conformações típicas desta região no molde como causa provável.

Além destes, há fatores inerentes ao espécime utilizado. A existência de um desvio do septo de dimensão considerável e de um possível esporão ósseo, pode ter levado ao aumento das pressões medidas junto ao Pavimento nasal. Outro dos resultados previstos e que não se verificou foi o de as pressões na Nasofaringe serem mais reduzidas, dada a sua extensa área de secção eficaz. Acontece que na Nasofaringe há uma significativa mudança de direcção do fluxo aéreo além de se juntarem os fluxos provenientes das fossas nasais esquerda e direita. A mudança de direcção e a convergência de fluxos estão provavelmente ligadas ao aumento dos valores de pressão registados na área.

5.3.3 Fossa Nasal Direita e Fossa Nasal Esquerda

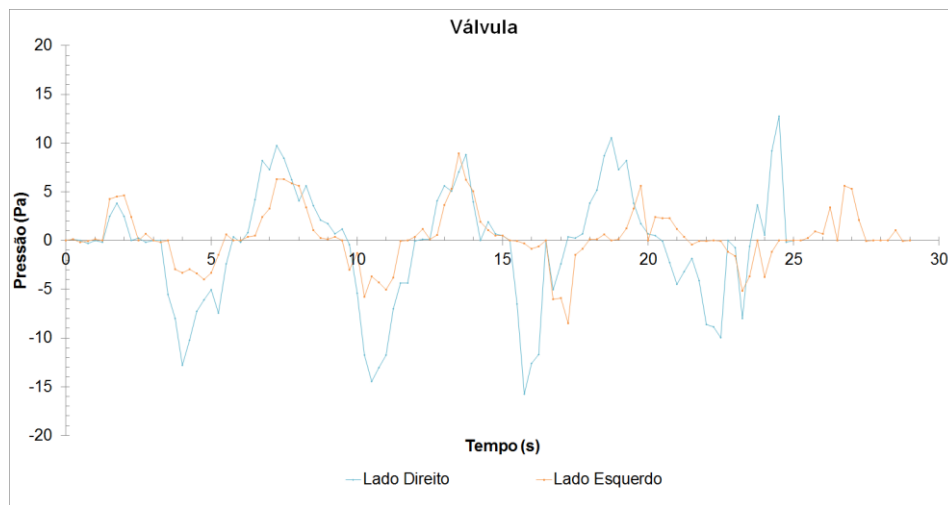
Com o objetivo de comparar os dados de pressão obtidos para a fossa nasal direita e para a fossa nasal esquerda, sobrepueram-se os gráficos resultantes para o mesmo local de medida e mesmo regime de ventilação. Nas figuras 5.11 (a) a 5.11 (f) podem ser visualizados os gráficos correspondentes a uma respiração basal, sem obstrução, nos vários locais de medida dentro das duas fossas nasais. Para os restantes regimes de ventilação, com a exceção da situação de hiperventilação sem oclusão, os gráficos de comparação entre as fossas nasais direita e esquerda encontram-se no apêndice A.4.



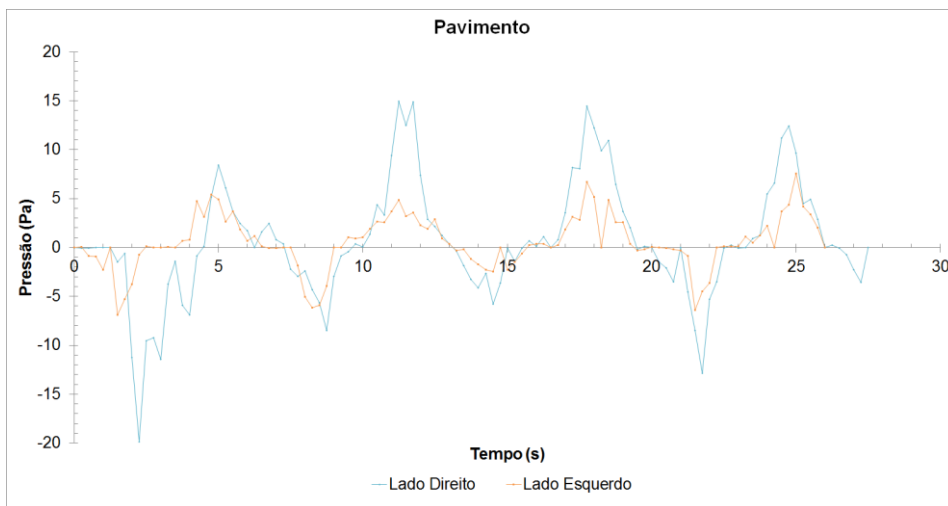
(a)

Figura 5.11: Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em respiração basal sem oclusão.

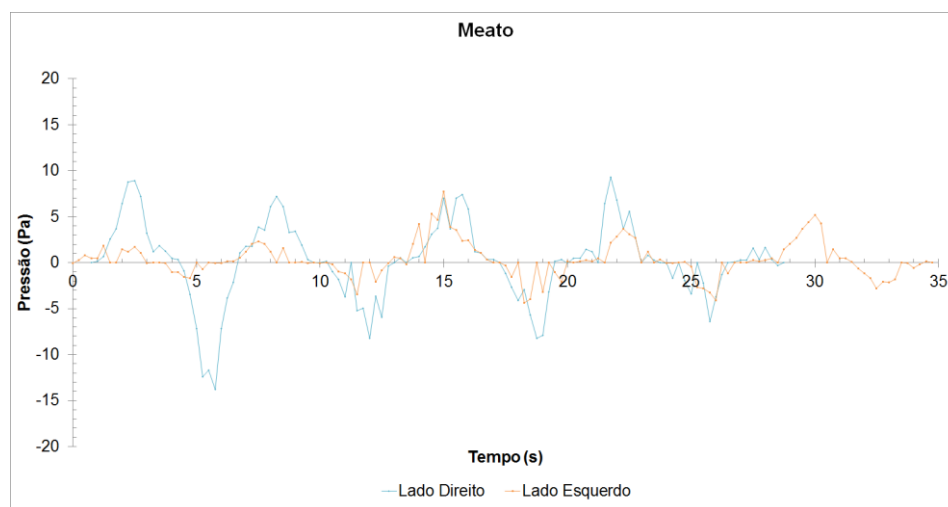
5.3. ANÁLISE DAS PRESSÕES INTERNAS



(b)

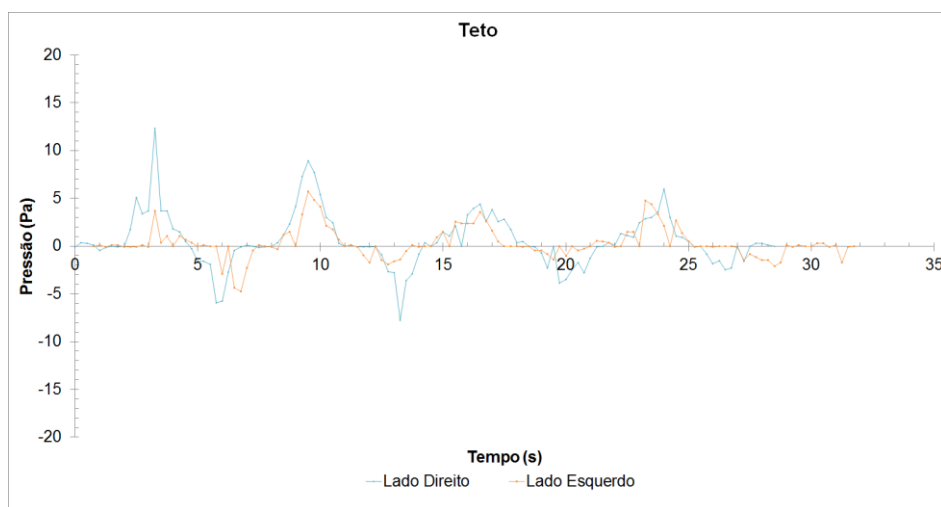


(c)

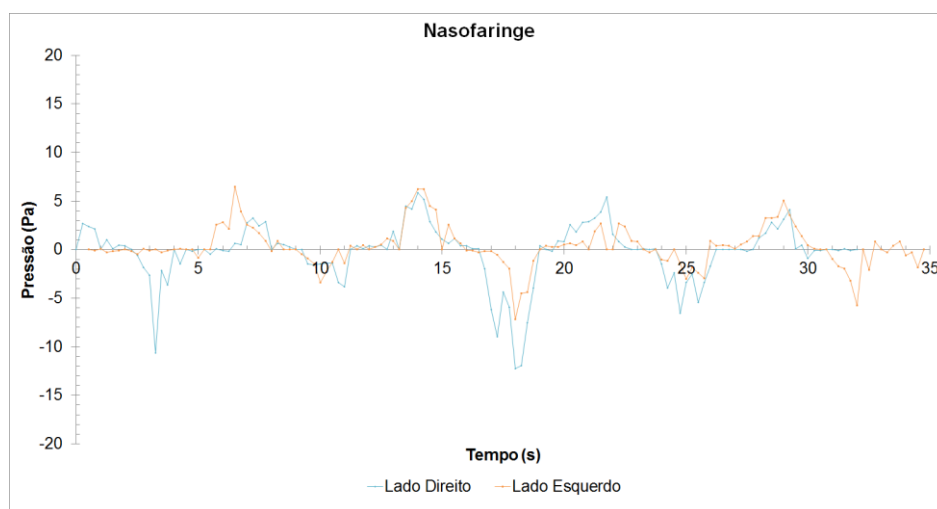


(d)

Figura 5.11: Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em respiração basal semoclusão.



(e)



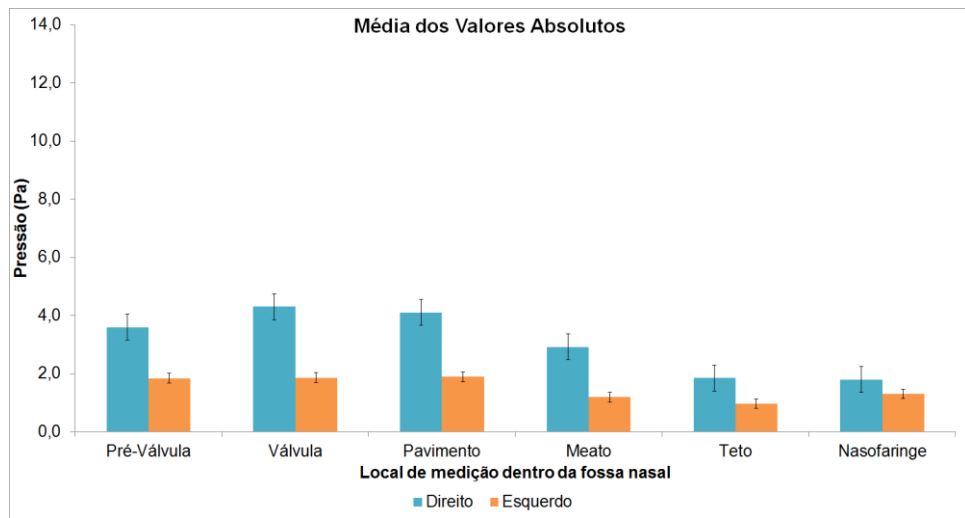
(f)

Figura 5.11: Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em respiração basal sem oclusão.

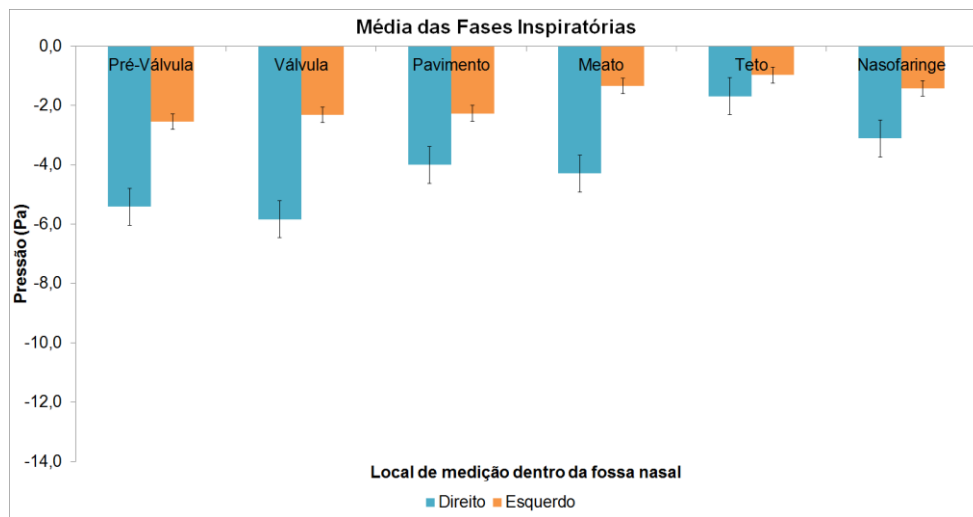
Nos gráficos da figura 5.11, tentou-se alinhar os ciclos respiratórios, o que nem sempre foi possível uma vez que as medidas foram efetuadas em momentos diferentes e por isso podem ter estado sujeitas a frequências respiratórias diferentes. Apesar disso, é visível uma sobreposição razoável dos gráficos relativos à fossa nasal direita e à fossa nasal esquerda, com os picos de inspiração e expiração aproximadamente alinhados e uma grande parte das vezes com amplitudes não muito distantes. Esta situação é mais visível nos gráficos das medidas em regime basal com oclusão, em que a fossa nasal direita apresenta uma maioria de pressões de pico superiores às da fossa nasal esquerda.

Na comparação das pressões medidas na fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, foram também confrontados os parâmetros MVA, MFI, MFE, MPI e MPE para os dois lados. Desta análise resultaram os gráficos de barras apresentados nas figuras 5.12 (a) a 5.12 (e) para a situação de respiração basal sem obstrução e no apêndice A.5 para os restantes regimes de ventilação (com exceção da respiração forçada sem obstrução).

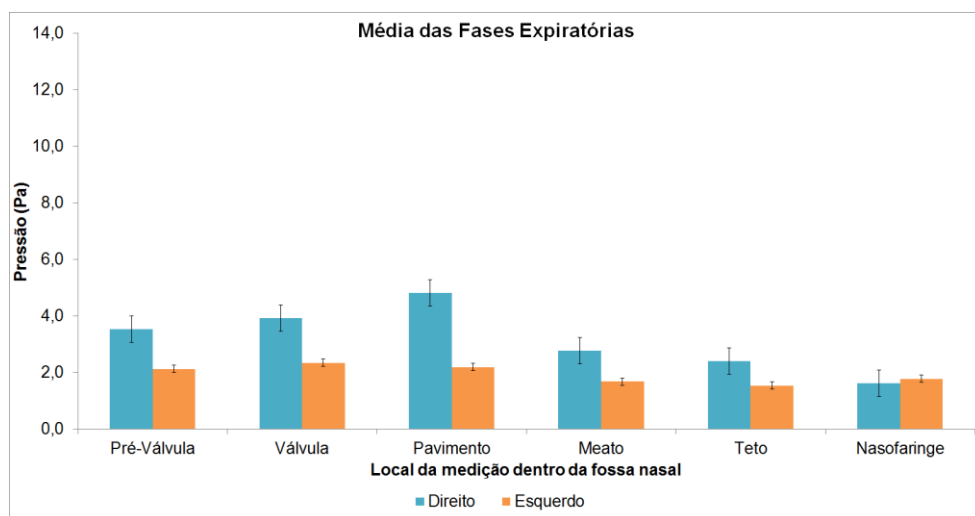
5.3. ANÁLISE DAS PRESSÕES INTERNAS



(a)

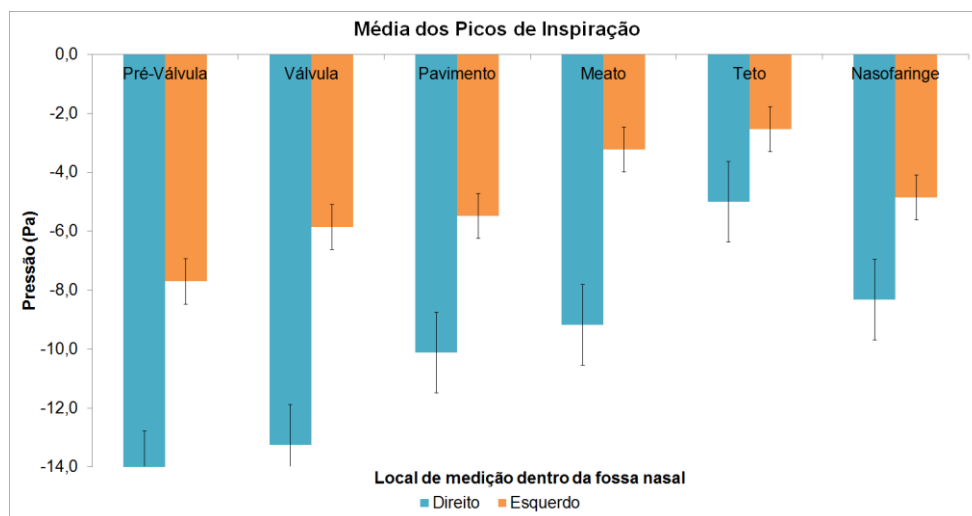


(b)

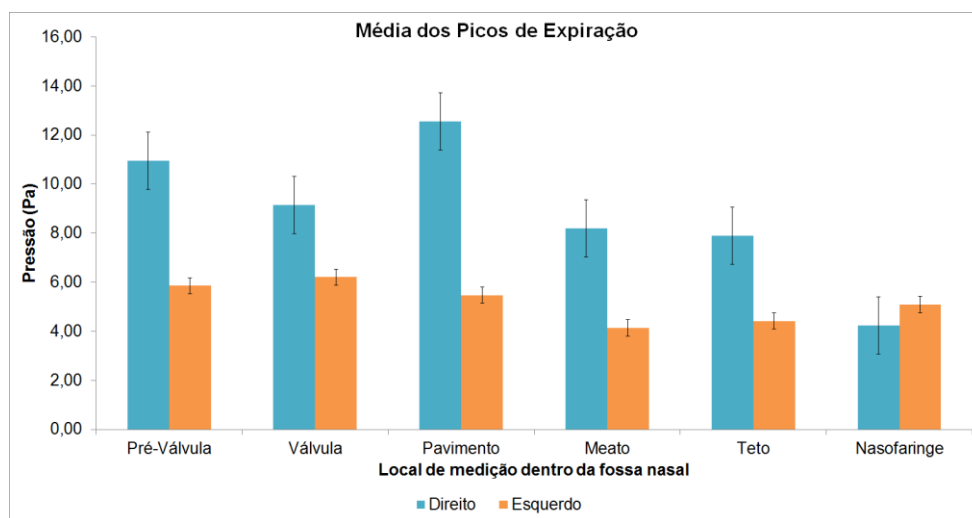


(c)

Figura 5.12: Comparação entre os parâmetros estatísticos calculados para fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em regime basal sem oclusão.



(d)



(e)

Figura 5.12: Comparação entre os parâmetros estatísticos calculados para fossa nasal direita e na fossa nasal esquerda, em regime basal sem oclusão.

A aquisição das medidas de pressão para as fossas nasais direita e esquerda foi realizada em momentos consecutivos, mas não em simultâneo, devido à existência de apenas um cateter. A diferença no momento da aquisição, juntamente com a ventilação de um fluxo de ar não padronizado, pode ter-se repercutido nos resultados, uma vez que só com frequências e fluxos iguais se poderia excluir estes fatores como causas das diferenças das pressões medidas.

O alinhamento dos gráficos da figura 5.11 relativos ao mesmo tipo de respiração para as fossas nasais direita e esquerda significa que a frequência respiratória nos momentos em que foram realizadas as medidas é semelhante.

O facto de as amplitudes dos gráficos das figuras 5.11 e 5.12 serem semelhantes pode indicar uma de duas coisas: o fluxo aéreo teve uma dimensão idêntica nas medições efetuadas para ambas as fossas nasais; ou os fluxos de ar foi diferente e a diferença da resistência entre as duas fossas nasais compensa essa diferença. Nos casos em que a se-

melhança de amplitudes não acontece, também pode ter acontecido um de dois cenários: ou o fluxo de ar nos dois momentos de medida foi distinto; ou o fluxo foi idêntico e as fossas nasais apresentam uma resistência à passagem do ar diferente uma da outra. Dado que o indivíduo utilizado como fonte de ventilação tentou manter um esforço respiratório constante é provável que o fluxo de ar mobilizado nas medições para ambas as fossas nasais tivesse sido semelhante e, por isso, é provável também que a origem da diferença das pressões esteja relacionada com a diferença anatômica das próprias fossas nasais (segundo cenário).

O desequilíbrio entre as pressões medidas nas duas fossas nasais, com valores geralmente superiores no lado direito em regime basal, deve-se muito provavelmente ao desvio do septo nasal existente, que diminui as dimensões da fossa nasal direita, aumenta a sua resistência à passagem do ar e assim aumenta as pressões registadas em relação à fossa nasal esquerda. Relativamente às medidas em respiração forçada com oclusão da fossa nasal contralateral à medição, verifica-se que os seus gráficos são mais equilibrados, tanto os que indicam a pressão medida em função do tempo, como os que se referem aos parâmetros descritivos. De facto, as amplitudes dos gráficos são mais próximas que em qualquer outra situação, sendo as diferenças nos parâmetros na ordem dos 10 a 20%, enquanto que em respiração basal estes valores são quase sempre superiores a 50%. Supõe-se que a aproximação dos valores de pressão nas fossas nasais direita e esquerda num tipo de ventilação forçada com oclusão se deva ao grande aumento do fluxo aéreo, sobrepondo-se este aumento ao efeito da resistência inerente das estruturas nasais, um fator independente do tipo de respiração.

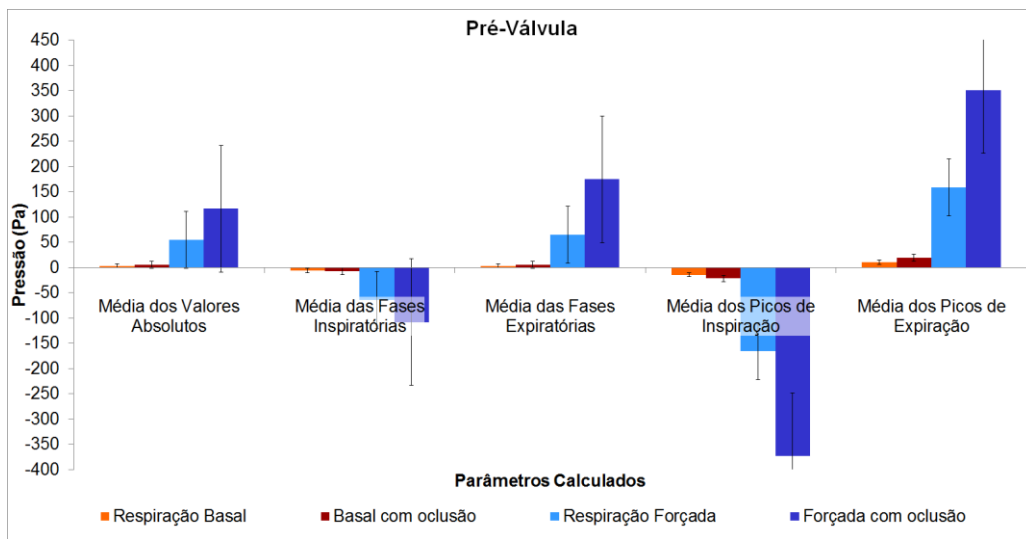
5.3.4 Pressões Internas em Vários Regimes de Ventilação

A aquisição dos dados de pressão no Molde C foi executada para dois tipos diferentes de ventilação (respiração basal e forçada) e de obstrução (com e sem oclusão da fossa nasal contrária à da medição). Este procedimento teve o fim de se conseguir comparar o comportamento das pressões nasais no molde nas diferentes situações com o que se esperaria nas mesmas situações se o procedimento tivesse sido aplicado *in vivo*. Assim, para cada local de medição, em cada fossa nasal, foram calculadas as diferenças de pressão entre os tipos de ventilação e obstrução.

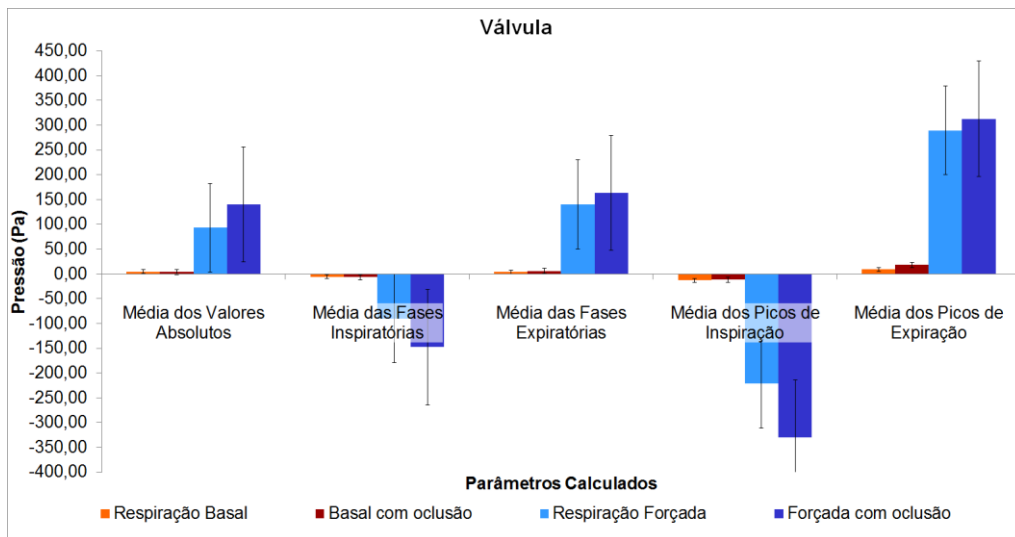
Foram registados aumentos de pressão de uma respiração basal para uma respiração forçada e das medições efetuadas sem oclusão para as efetuadas com oclusão. De uma forma geral: $P_{\text{basal sem oclusão}} < P_{\text{basal com oclusão}} < P_{\text{forçada sem oclusão}} < P_{\text{forçada com oclusão}}$, em que P representa uma pressão diferencial entre o local onde a medida foi executada e o ar ambiente.

A figura 5.14 apresenta os gráficos dos parâmetros estatísticos analisados para cada um destes regimes no mesmo local de aquisição da medida, na mesma fossa nasal. Os gráficos relativos à fossa nasal esquerda podem ser encontrados no apêndice A.6 e reflectem a ausência das medidas para uma respiração forçada sem oclusão.

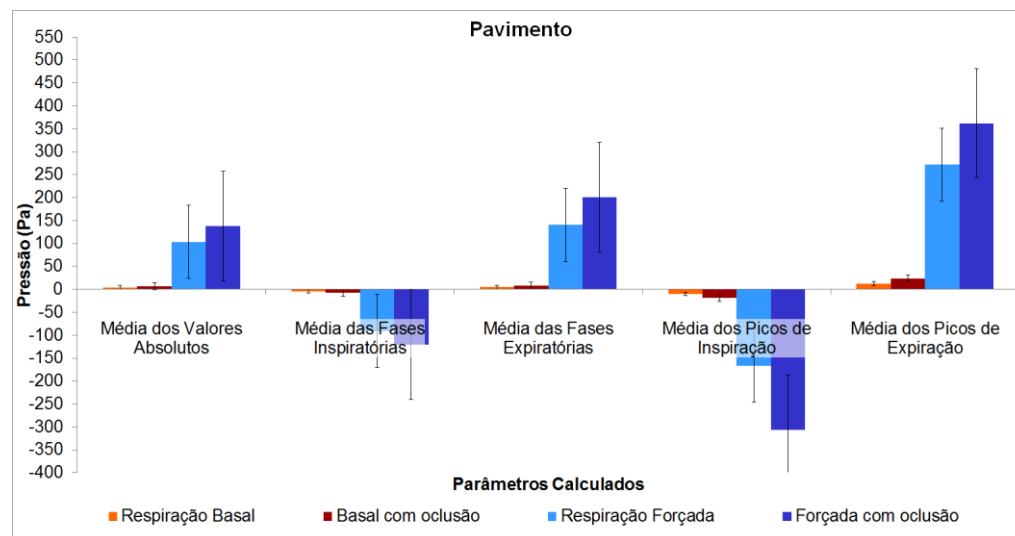
CAPÍTULO 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO



(a)



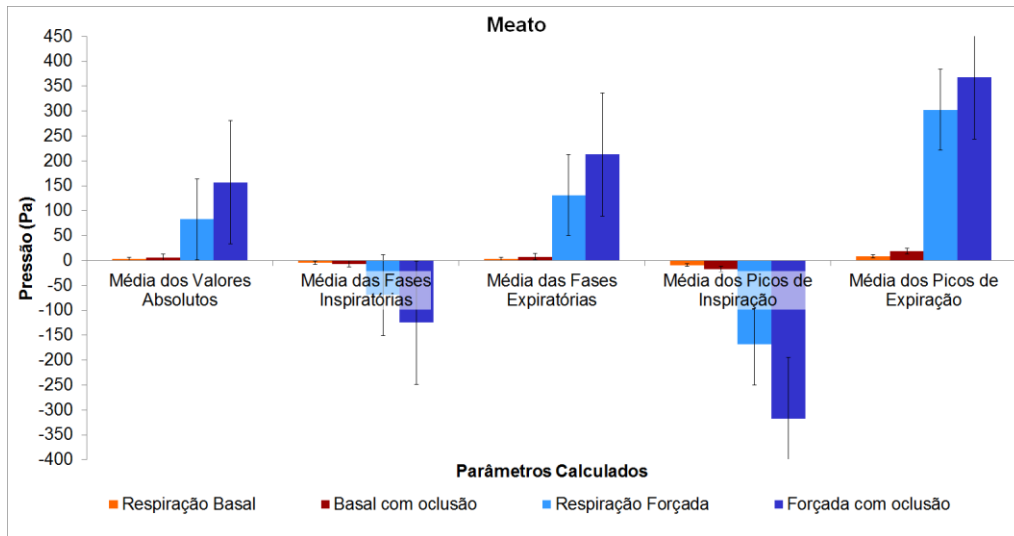
(b)



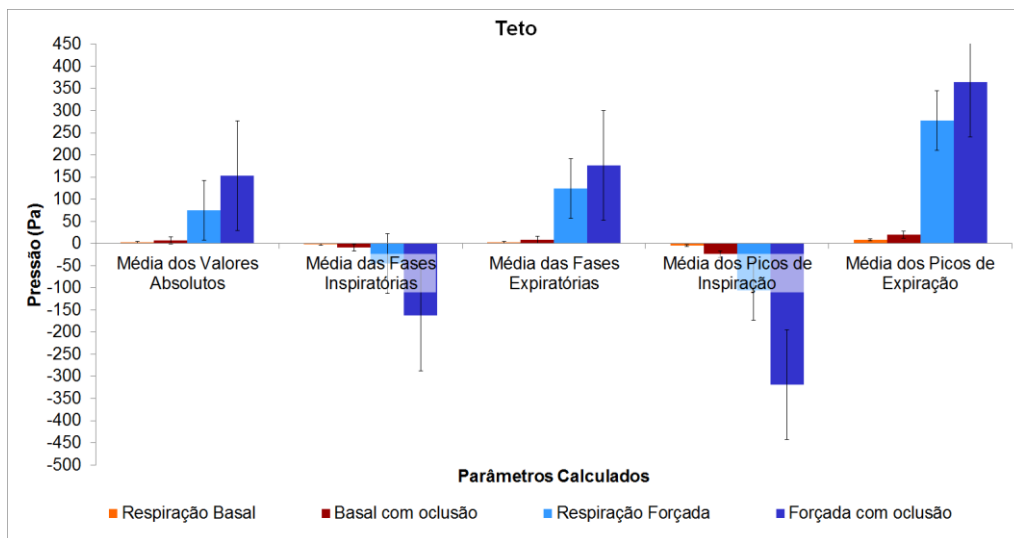
(c)

Figura 5.13: Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita em diferentes tipos de ventilação, com e sem colusão da fossa nasal contralateral.

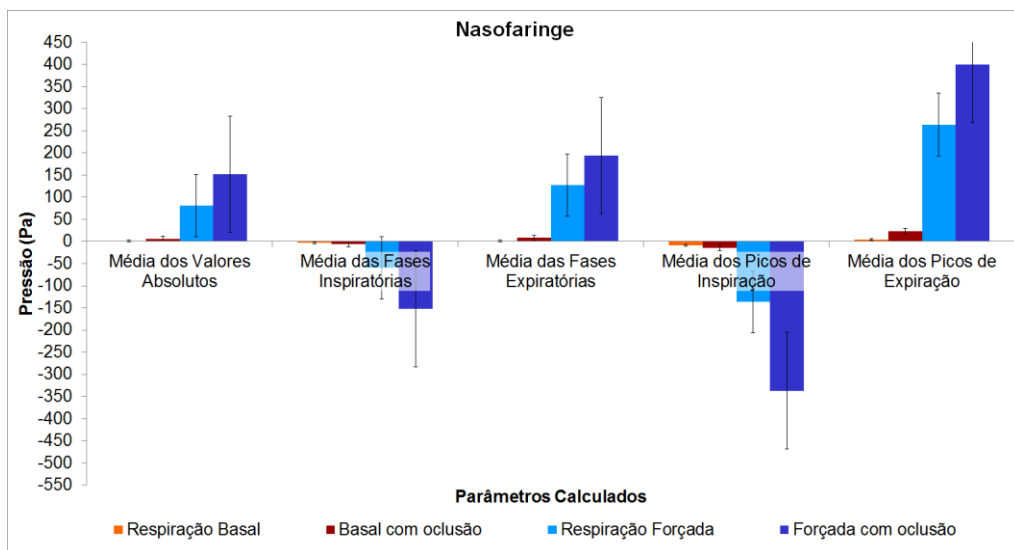
5.3. ANÁLISE DAS PRESSÕES INTERNAS



(d)



(e)



(f)

Figura 5.13: Comparação entre os gráficos de pressão na fossa nasal direita em diferentes tipos de ventilação, com e sem colusão da fossa nasal contralateral.

Nos gráficos da figura 5.13 é visível a existência de um aumento pouco significativo dos parâmetros analisados da respiração basal sem oclusão para o mesmo regime com oclusão (geralmente abaixo de 100%). O aumento da respiração forçada sem oclusão para o mesmo com oclusão é semelhante, com valores também inferiores a 100% numa grande parte dos casos, havendo no entanto maior variância (há incrementos que atingem os 260%). Nota-se um aumento muito superior aos outros quando se passa de uma respiração do tipo basal para uma do tipo forçada. Nestes casos, o aumento pode ir desde 1000% a 4000%, com casos extraordinários de valores muito superiores.

De uma forma muito superficial, pode-se dizer que os resultados obtidos coincidem com os esperados. De acordo com a equação 4.2, para um fluxo bem estabelecido, o aumento da resistência à passagem de ar simulado pela oclusão da fossa nasal de lado contrário àquele onde estavam a ser realizadas as medições levou a um aumento da pressão diferencial. Este aumento esteve na ordem dos 100%, quer em respiração basal, quer em respiração forçada, o que significa que as pressões na situação de oclusão foram cerca de duas vezes superiores às da situação sem oclusão. Os casos de respiração forçada, correspondente a um aumento do fluxo aéreo para uma resistência constante à passagem do ar, traduziram-se num aumento das pressões diferenciais. Este aumento foi muito significativo, sendo os valores em ventilação forçada 10 a 40 vezes superiores aos valores medidos em tipo basal.

Comparando os incrementos nos valores das pressões obtidos por Santos [47], estes são bastante inferiores aos calculados na presente dissertação. Isto deve-se ao facto de no primeiro trabalho se ter efetuado as medições de pressão *in vivo* e ter obtido valores de pressão diferencial mais elevados. É então necessário ter em consideração que:

- a resistência natural oferecida pelos tecidos vivos é maior do que a do silicone que compõe o MoldeC;
- no primeiro trabalho foi realizada uma medição na situação de congestão nasal que por um lado aumenta a resistência à passagem do ar, por outro lado provoca uma diminuição de fluxo aéreo, levando a um aumento não muito significativo da pressão diferencial;
- neste projeto a condição de aumento de resistência foi simulada através da oclusão da fossa nasal contrária à das medições, sendo este efeito muito menor do que um verdadeiro incremento de resistência na fossa nasal das medições;
- o fluxo aéreo não foi monitorizado neste trabalho, podendo ter atingido valores muito diferentes daqueles utilizados no trabalho de Santos.

Conclusões e Perspetivas Futuras

O projeto que está na base da presente dissertação enfrenta como desafio principal compreender o papel das variações do fluxo aéreo na origem da patologia da Polipose Nasal associada à Rinossinusite Crónica. Neste âmbito, o trabalho desenvolvido tinha como objetivo primordial o desenvolvimento de moldes anatómicos das cavidades nasais que fossem realistas o suficiente para permitir testar de forma fidedigna sistemas de monitorização respiratória e estabelecer procedimentos padronizados de teste, meta que foi atingida com sucesso.

Neste contexto, foi produzido um molde positivo, em silicone, representativo das fossas nasais humanas. Após ter sido produzido, o molde foi analisado e testado. Uma análise inicial revelou a semelhança entre as dimensões deste e do molde negativo que o precedeu, anteriormente obtido a partir de peça cadavérica, e também entre as dimensões destes moldes e os valores de referência, quando aplicável.

Os exames de endoscopia e de TC mostraram a presença no molde de estruturas notáveis das fossas nasais humanas, como as conchas inferiores e médias, o septo nasal e os cóanos. Ao mesmo tempo, tornaram evidentes algumas diferenças e artefactos derivados do processo de moldagem, como por exemplo o espaço demasiado amplo das fossas nasais.

O propósito principal do molde positivo produzido era o teste de um sistema de monitorização respiratória previamente desenvolvido. Assim, este foi sujeito a um protocolo extenso de medição da pressão em várias regiões ao longo das fossas nasais esquerda e direita, em ciclos respiratórios do tipo basal e do tipo forçado, com e sem oclusão da fossa nasal contrária àquela onde foi realizada a medição. Considera-se que o procedimento de testes funcionais do molde com o sistema de monitorização respiratória foi adequado, permitindo analisar diversas situações e obter relações entre as pressões medidas que poderão ser generalizadas.

Enquanto que quaisquer dos parâmetros descritivos calculados ficaram aquém dos

valores de pressão tidos como referência em regime de respiração basal, e dos valores de pressão obtidos nos testes *in vivo* anteriormente realizados, a relação prevista entre as pressões medidas foi comprovada.

As pressões medidas diferentes profundidades revelaram a tendência prevista: a pressão nasal aumenta desde a entrada da fossa nasal até à válvula, onde atinge um máximo; posteriormente à válvula, a pressão é mínima junto ao teto da cavidade e na região média, voltando a aumentar na nasofaringe.

Ao comparar as pressões medidas nas fossas nasais esquerda e direita, verifica-se que os valores são em geral mais elevados na fossa nasal direita, resultado provável do aumento da resistência por evidência de um desvio convexo do septo nasal neste lado.

A análise das pressões para diferentes tipos de ventilação demonstrou a relação de proporcionalidade entre as pressões diferenciais medidas, a resistência à passagem de ar e o fluxo aéreo nasal. A introdução de uma obstrução ao fluxo, resultou num aumento da pressão medida. A situação de respiração forçada aumentou também a pressão em relação a um regime de respiração basal, conforme o esperado.

Conclui-se assim que o modelo produzido representa de facto o sistema de vias aéreas superiores humanas e que pode ser utilizado em testes de sistemas de monitorização das pressões intranasais. A utilização de modelos anatómicos em testes de aparelhos que pretendem estudar parâmetros anatómicos e fisiológicos é muito vantajosa, na medida em que não apresenta os obstáculos éticos e fisiológicos que um sistema orgânico pode apresentar.

Na análise dos resultados é necessário acrescentar que foram diversos os fatores limitantes: desde as variações anatómicas do espécime utilizado, passando pelas alterações introduzidas no modelo pelo processo de moldagem, até à aquisição de medidas de pressão intranasal, pela ausência de um ventilador padronizado.

Perspetivas Futuras

O progresso de qualquer estudo que inclua modelação passa por conseguir que esses modelos sejam mais pormenorizados e mais realistas. Assim, em trabalhos futuros, os moldes negativos das vias aéreas superiores humanas deverão ser obtidos já com o vestíbulo e a região faríngea, possibilitando a produção direta de um contramolde positivo e evitando procedimentos intermédios. Numa fase mais avançada, seria interessante incluir também os seios paranasais no molde das cavidades nasais humanas, permitindo o estudo da sua influência nas variações do fluxo aéreo nasal. Além da moldagem dos seios paranasais, poderiam ser produzidos moldes com alterações patológicas, nomeadamente moldes com pólipos nasais ou tumores.

Atualmente, a prototipagem rápida por impressão 3D é uma tecnologia em expansão e cada vez mais relevante no campo da medicina, apresentando-se como uma alternativa interessante ao processo de moldagem através da técnica de injeção-corrosão, permitindo obter modelos com base em métodos de imagem tridimensional, por exemplo tomografia computadorizada, aplicados a espécimes humanos *in vivo*. Esta técnica

apresenta ainda a vantagem de não estar restrita à disponibilidade de peças cadavéricas.

Quanto às medições de pressão no molde com recurso ao sistema de monitorização respiratória, propõe-se a utilização de uma fonte de ventilação padronizada ou com o fluxo monitorizado, além da medição simultânea do próprio fluxo aéreo nas várias regiões ao longo da fossa nasal. Deste modo, será possível relacionar os dados de pressão com os dados do fluxo aéreo e assim calcular a resistência das vias nasais à passagem de ar, o que tem interesse dado este parâmetro ser constante para uma dada condição da fossa nasal e estar muito bem documentado na literatura.

Para terminar, os modelos anatómicos das fossas nasais poderão servir outros propósitos: além dos testes de protótipos de sistemas de monitorização respiratória, os moldes poderão ser utilizados por futuros profissionais de saúde como modelos de aprendizagem de técnicas de observação e análise, como por exemplo a endoscopia.

Bibliografia

- [1] W. J. Fokkens, V. Lund e J. Mullol, "European position paper on rhinosinusitis and nasal polyps 2007", *Rhinology*, vol. 45, n° SUPPL. 20, pp. 1-136, 2007.
- [2] D. Hastan, W. J. Fokkens, C. Bachert et al., "Chronic rhinosinusitis in Europe - An underestimated disease. A GA 2LEN study", *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology*, vol. 66, n° 9, pp. 1216-1223, 2011.
- [3] P. Cole, "Physiology of the nose and paranasal sinuses", *Clinical Reviews in Allergy & Immunology*, vol. 16, n° 1-2, pp. 25-54, 1998.
- [4] W. Fokkens, V. Lund, C. Bachert, P. Clement, P. Hellings, M. Holmstrom, N. Jones, L. Kalogjera, D. Kennedy, M. Kowalski, H. Malmberg, J. Mullol, D. Passali, H. Stammberger e P. Stierna, "EAACI position paper on rhinosinusitis and nasal polyps executive summary", *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology*, vol. 60, n° 5, pp. 583-601, 2005.
- [5] K. Haenssger, A. N. Makanya e V. Djonov, "Casting materials and their application in research and teaching.", *Microscopy and microanalysis: The official journal of Microscopy Society of America, Microbeam Analysis Society, Microscopical Society of Canada*, vol. 20, n° 2, pp. 493-513, 2014.
- [6] S. H. Aharinejad e A. Lametschwandtner, "Corrosion Casting - a Historical Review", em *Microvascular Corrosion Casting in Scanning Electron Microscopy*, Vienna: Springer-Verlag, 1992, pp. 3-11.
- [7] I.-A. Panduru e I. Giuvarasteanu, "Leonardo da Vinci and Human Anatomy. Original Communication.", *Romanian Journal of Functional & Clinical, Macro- & Microscopical Anatomy & of Anthropology / Revista Româna de Anatomie Functionala si Clinica, Macro si Microscopica si de Antropologie*, vol. 14, n° 2, pp. 358-361, 2015.
- [8] J. E.d. G. O'Neill, "Vascularização da Placenta Humana", tese de doutoramento, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, 1983.
- [9] J. Gil, *Models of Lung Disease: Microscopy and Structural Methods*, sér. Lung Biology in Health and Disease. New York: Marcel Dekker, 1990, vol. 47, pp. 265-277.
- [10] N. De Sordi, C. Bombardi, R. Chiocchetti, P. Clavenzani, C. Trerè, M. Canova e A. Grandis, "A new method of producing casts for anatomical studies.", *Anatomical Science International*, vol. 89, n° 4, pp. 255-65, 2014.

- [11] B. John, K. R. Ghani, U. Patel e K. Anson, "Resin polymer and corrosion casting of the porcine pelvi-calyceal system: a useful model for investigating new imaging and endoscopic techniques of the upper urinary tract.", *Urological research*, vol. 36, n° 1, pp. 39-42, 2008.
- [12] C. Debbaut, D. Monbaliu, C. Casteleyn, P. Cornillie, D. Van Loo, B. Masschaele, J. Pirenne, P. Simoens, L. Van Hoorebeke e P. Segers, "From vascular corrosion cast to electrical analog model for the study of human liver hemodynamics and perfusion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, n° 1, pp. 25-35, 2011.
- [13] A. L. Patra, A. Gooya e M. G. Menache, "A morphometric comparison of the nasopharyngeal airways of laboratory animals and humans.", *Anat. Rec.*, vol. 215, n° May, pp. 42-50, 1986.
- [14] A. L. Patra, "Comparative anatomy of mammalian respiratory tracts: The nasopharyngeal region and the tracheobronchial region", *Journal of toxicology and environmental health: Current issues*, vol. 17, n° 2-3, pp. 163-174, 1986.
- [15] J. Lagarto, "Desenvolvimento e automatização de um perfusor de cadáveres", tese de mestrado, Universidade Nova de Lisboa, 2008, p. 145.
- [16] D. E. Hornung, D. a. Leopold, S. L. Youngentob, P.R. Sheehe, G. M. Gagne, F.D. Thomas e M. M. Mozell, "Airflow patterns in a human nasal model.", *Archives of otolaryngology-head & neck surgery*, vol. 113, n° 2, pp. 169-172, 1987.
- [17] S. C. Levine, H Levine, G Jacobs e J Kasick, "A technique to model the nasal airway for aerodynamic study", *Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 95, n° 4, pp. 442-449, 1986.
- [18] G. Mlynski, S. Grützenmacher, S. Plontke, W. Grützmacher, B. Mlynski e C. Lang, "A method for studying nasal air flow by means of fluid dynamics experiments", *Zeitschrift für Medizinische Physik*, vol. 10, n° 3, pp. 207-214, 2000.
- [19] G. Grevers e U. Heinzmann, "Vascular corrosion casts of the nasal mucosa: an experimental study in the rabbit", *Acta Oto-laryngologica*, vol. 107, n° 3-4, pp. 254- 261, 1989.
- [20] D. Elad, R. Liebenthal, B.L. Wenig e S. Einav, "Analysis of airflow patterns in the human nose", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 31, n° 6, pp. 585-592, 1993.
- [21] C. M. Hood, R. C. Schroter, D. J. Doorly, E. J.S. M. Blenke e N. S. Tolley, "Computational modeling of flow and gas exchange in models of the human maxillary sinus.", *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, vol. 107, n° July 2009, pp. 1195-1203, 2009.
- [22] V.M. Fomin, V.N. Vetlutsky, V.L. Ganimedov, M. I. Muchnaya, V.N. Shepelenko, M. N. Melnikov e A. A. Savina, "Air flow in the human nasal cavity", *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*, vol. 51, n° 2, pp. 233-240, 2010.

- [23] S. Standring e H. Gray, *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*, 40th ed., Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier, 2008.
- [24] J. Esperança Pina, *Anatomia humana dos órgãos*. Lisboa, Porto: LIDEL, 2010.
- [25] F. Netter, *Atlas of Human Anatomy, 6th Edition*, 6ª ed. Saunders, 2014, p. 640.
- [26] H. Gray, "The Organ of Smell", em *Anatomy of the Human Body*, W. H. Lewis, ed., 20ª ed., Philadelphia: Lea & Febiger, 1918, cap. 10.
- [27] J.-B. Watelet e P. V. Cauwenberge, "Applied anatomy and physiology of the nose and paranasal sinuses", *Allergy*, vol. 54, pp. 14–25, 1999.
- [28] J Boyce e R Eccles, "Do chronic changes in nasal airflow have any physiological or pathological effect on the nose and paranasal sinuses? A systematic review", *Clinical otolaryngology: Official journal of ENT-UK; official journal of Netherlands Society for Oto-Rhino-Laryngology & Cervico-Facial Surgery*, vol. 31, nº 1, pp. 15–9, 2006.
- [29] H. Rouvière e A. Delmas, *Anatomie humaine: descriptive, topographique et fonctionnelle. Tête et cou*. Elsevier Masson, 2002, vol. 1.
- [30] J. Paço, C. Branco, C. Ruah, C. Caroça, E. Barros, G. Branco e S. Ruah, *Rinossinusites na Prática Clínica*, Círculo Médico - Comunicação e Design, ed. 2010.
- [31] N. Jones, *The nose and paranasal sinuses physiology and anatomy*, 2001.
- [32] K. Naito, S. Iwata, M. Kondo e E. Ohoka, "Human respiratory airflow through an artificial nasal model: pressure/flow relationship", *Auris Nasus Larynx*, vol. 16, nº 2, pp. 89–97, 1989.
- [33] K. Zhao e J. Jiang, "What is normal nasal airflow? A computational study of 22 healthy adults", *International Forum of Allergy and Rhinology*, vol. 4, nº 6, pp. 435–446, 2014.
- [34] M. Chaaban e J. P. Corey, "Assessing nasal air flow: options and utility.", *Proceedings of the American Thoracic Society*, vol. 8, nº 1, pp. 70–78, 2011.
- [35] G. P. Bridger, "Physiology of the nasal valve", *Archives of Otolaryngology*, vol. 92, nº 6, pp. 543–553, 1970.
- [36] J. S. J. Haight e P. Cole, *The site and function of the nasal valve*, 1983.
- [37] I Hahn, P.W.Scherer e M. M. Mozell, "Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity.", *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, vol. 75, pp. 2273–2287, 1993.
- [38] K. Y. Lee e D. J. Mooney, "Alginate: Properties and biomedical applications", *Progress in Polymer Science (Oxford)*, vol. 37, nº 1, pp. 106–126, 2012.
- [39] Pubchem, *Alpha-L-Guluronate*. endereço: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/446401{\#}section=Top>.

- [40] – –, *D-Mannuronic Acid*. endereço: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/439630{\#}section=Top>.
- [41] Sculpture House, *Frequently Asked Questions*. endereço: <https://www.sculpturehouse.com/t-faq.aspx>.
- [42] Ponto das Artes, *Soft Sculpting Clay NSP Chavant*.
- [43] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen e J. E. Lemons, *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Elsevier Science, 2004.
- [44] S. Han, Y. J. Choi, C. J. Chung, J. Y. Kim e K. H. Kim, “Long-term pharyngeal airway changes after bionator treatment in adolescents with skeletal Class II malocclusions”, *Korean Journal of Orthodontics*, vol. 44, n° 1, pp. 13-19, 2014.
- [45] Y. Meng, H. Lou, C. Wang e L. Zhang, “Predictive significance of computed tomography in eosinophilic chronic rhinosinusitis with nasal polyps”, *International Forum of Allergy and Rhinology*, vol. 00, n° 0, pp. 1-8, 2016.
- [46] M. G. Stewart e R. F. Johnson, “Chronic sinusitis: symptoms versus CT scan findings.”, *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 12, n° 1, pp. 27-9, 2004.
- [47] C. A.N. M. Santos, “Desenvolvimento de um sistema de monitorização respiratória”, tese de mestrado, Universidade Nova de Lisboa, 2014.
- [48] J. F. Pallanch, T. V. McCaffrey e E. B. Kern, “Normal nasal resistance”, *Otolaryngology-head and neck surgery: Official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 93, n° 6, pp. 778-785, 1985.
- [49] J. Wen, K. Inthavong, J. Tu e S. Wang, “Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity.”, *Respiratory physiology & neurobiology*, vol. 161, n° 2, pp. 125-135, 2008.

Apêndice A – Resultados

O presente apêndice reúne as tabelas e gráficos mencionados no capítulo 5 e que não figuram no mesmo.

A.1 Pressões Internas da Fossa Nasal Esquerda em Respiração forçada sem oclusão

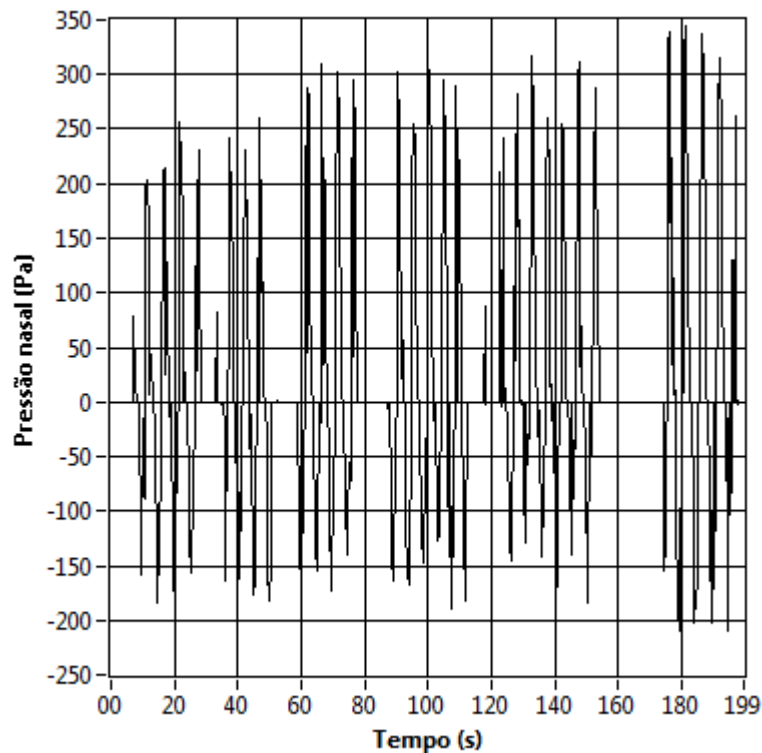


Figura A.1: Gráfico das pressões internas ao longo da fossa nasal esquerda, em regime de ventilação forçada sem oclusão. Estão representados seis segmentos de sinal correspondentes a medições na Pré-Válvula, Válvula, Pavimento, Meato, Teto e Nasofaringe, respectivamente.

A.2 Análise Descritiva dos Dados Pressão

Esta secção apresenta as tabelas dos valores dos parâmetros estatísticos calculados para os conjuntos de dados de pressões internas do Molde C. Estes resultados são discutidos na secção 5.3.1.

Tabela A.1: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respirações do tipo basal, sem oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	0,16	1,84	2,64	0,46	-2,54	2,14	-7,71	5,86
Válvula	0,31	1,86	2,19	0,84	-2,32	2,35	-5,87	6,20
Pavimento	0,51	1,89	1,99	1,1	-2,27	2,20	-5,48	5,47
Meato	0,31	1,19	1,47	0,48	-1,34	1,69	-3,22	4,13
Tecto	0,28	0,96	1,30	0,37	-0,98	1,55	-2,54	4,42
Nasofaringe	0,31	1,30	1,61	0,62	-1,43	1,79	-4,85	5,09

Tabela A.2: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respirações do tipo basal, com oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de de $\pm 0,01$ Pa.

	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	-0,01	5,30	8,98	1,72	-7,22	5,89	-21,65	18,92
Válvula	0,96	3,97	5,06	1,65	-6,66	5,73	-11,72	18,18
Pavimento	0,68	6,83	8,32	3,11	-7,64	7,91	-19,22	23,76
Meato	1,65	6,03	6,82	3,48	-6,57	7,51	-17,36	18,52
Tecto	1,65	7,11	7,88	3,17	-9,56	8,00	-24,20	20,25
Nasofaringe	2,04	6,48	7,37	3,95	-5,58	8,06	-14,34	23,06

A.2. ANÁLISE DESCRITIVA DOS DADOS PRESSÃO

Tabela A.3: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respiração do tipo basal, com oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	0,21	2,55	3,70	0,48	-3,16	3,06	-9,40	10,49
Válvula	0,92	2,95	4,08	0,98	-3,24	3,75	-8,41	12,55
Pavimento	0,77	2,06	2,87	0,55	-1,90	2,78	-5,83	9,95
Meato	0,31	1,85	2,37	0,92	-2,19	2,21	-6,91	6,90
Tecto	0,79	2,24	2,57	1,17	-2,35	2,81	-4,87	8,91
Nasofaringe	0,99	2,69	4,02	0,70	-3,08	3,51	-9,31	11,75

Tabela A.4: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração forçada, sem oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	-2,98	55,02	65,47	27,16	-64,21	65,41	-165,39	158,86
Válvula	1,71	93,14	97,13	55,70	-90,16	140,29	-221,69	289,32
Pavimento	11,07	103,28	89,96	94,00	-91,21	140,63	-166,15	271,99
Meato	16,49	82,48	94,55	43,76	-69,66	131,19	-168,28	302,72
Tecto	31,28	74,61	89,95	40,03	-45,26	123,89	-106,77	277,03
Nasofaringe	19,23	80,93	83,79	65,64	-59,64	127,40	-136,47	264,14

APÊNDICE A. RESULTADOS

Tabela A.5: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal direita, em respiração forçada, com oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

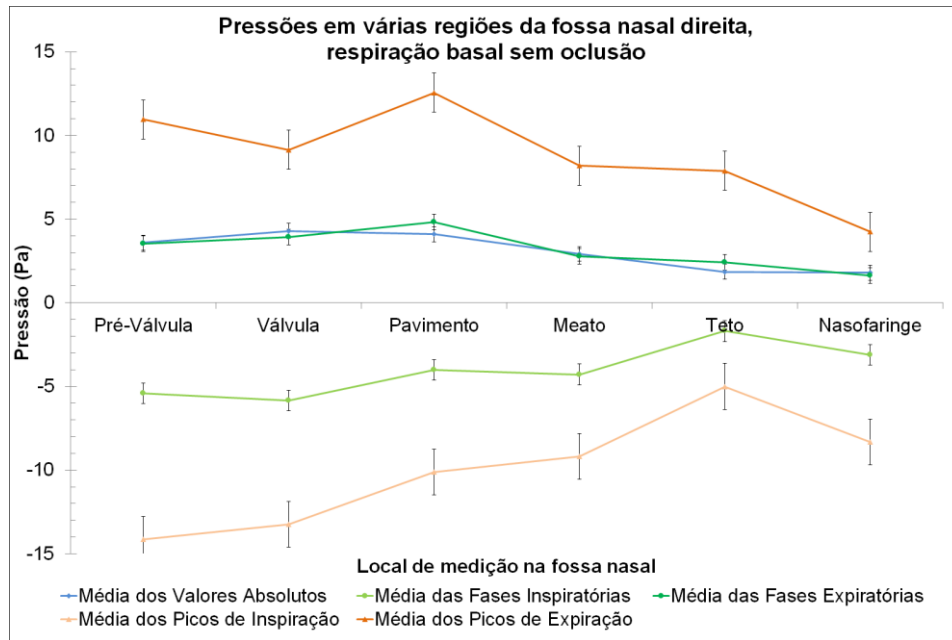
	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	18,80	116,55	138,54	38,63	-108,23	174,83	-372,87	351,44
Válvula	-18,99	140,13	124,68	106,19	-147,52	163,35	-330,42	312,73
Pavimento	9,67	137,82	131,95	95,61	-120,76	200,75	-306,68	362,07
Meato	28,35	156,97	137,22	157,02	-124,90	212,70	-317,87	367,34
Tecto	7,71	153,45	132,06	135,21	-163,16	176,58	-318,60	364,62
Nasofaringe	2,63	152,37	143,58	117,99	-152,12	194,52	-336,86	400,34

Tabela A.6: Parâmetros descritivos correspondentes às medidas na fossa nasal esquerda, em respiração forçada, com oclusão, para os vários locais onde foram medidas as pressões. Incerteza de $\pm 0,01$ Pa.

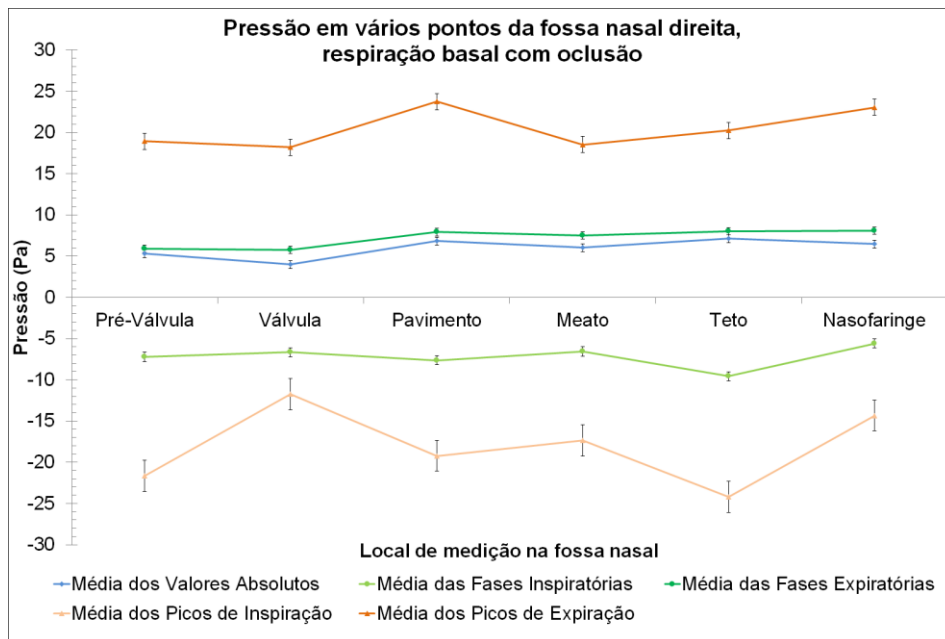
	Média (Pa)	Média dos Valores Absolutos (Pa)	Desvio Padrão (Pa)	Mediana (Pa)	Média das Fases Inspiratórias (Pa)	Média das Fases Expiratórias (Pa)	Média dos Picos de Inspiração (Pa)	Média dos Picos de Expiração (Pa)
Pré-Válvula	6,38	115,08	118,89	82,74	-116,29	139,68	-327,74	263,77
Válvula	34,01	164,59	172,33	97,38	-134,75	253,47	-392,69	462,93
Pavimento	13,49	172,41	145,41	170,15	-171,14	211,01	-374,56	361,29
Meato	12,01	135,98	167,59	41,13	-137,40	178,93	-370,73	507,97
Tecto	31,21	147,37	162,40	65,37	-149,78	208,34	-359,35	442,24
Nasofaringe	22,79	150,14	155,65	93,57	-141,20	200,44	-350,79	429,21

A.3 Análise das Pressões ao Longo da Fossa Nasal

Nesta secção são apresentados os gráficos dos valores de alguns parâmetros descritivos em várias regiões ao longo das fossas nasais do Molde C. Estes resultados são discutidos na secção 5.3.2.

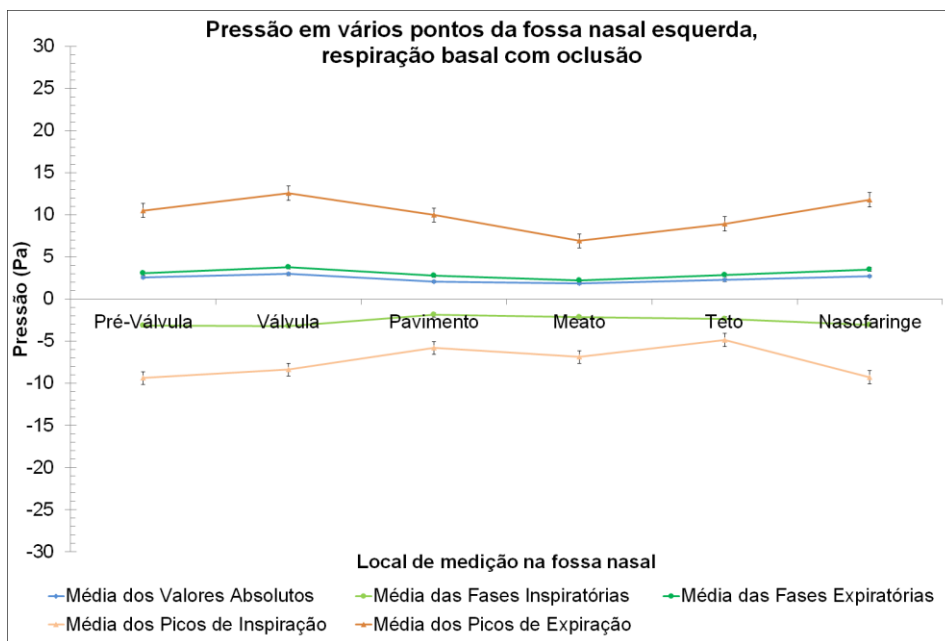


(a) Fossa nasal direita, respiração basal e sem oclusão

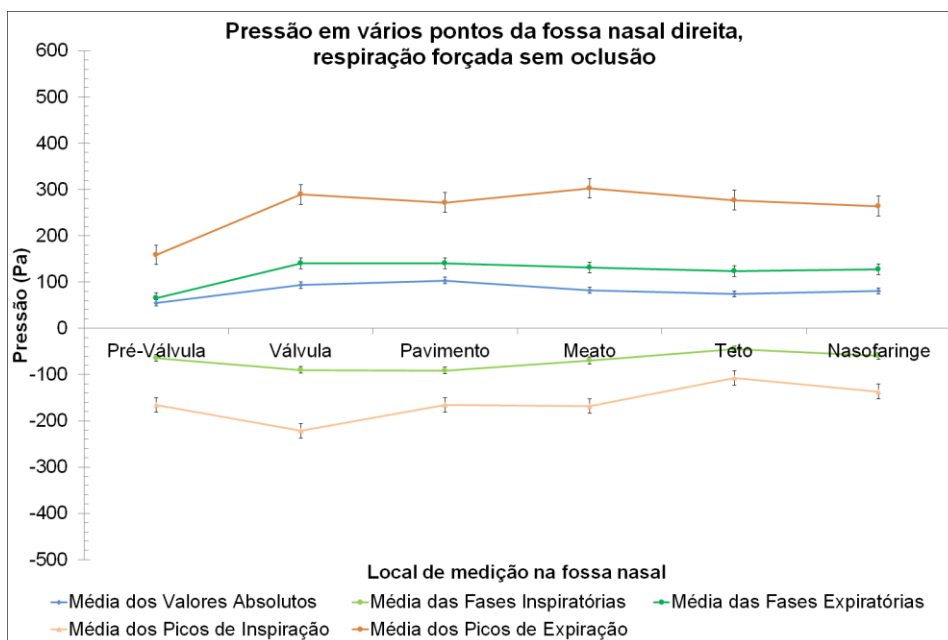


(b) Fossa nasal direita, respiração basal e com oclusão

Figura A.2: Gráficos dos parâmetros descritivos analisados em diferentes regiões das fossas nasais, para cada tipo de ventilação e estado de obstrução estudados.



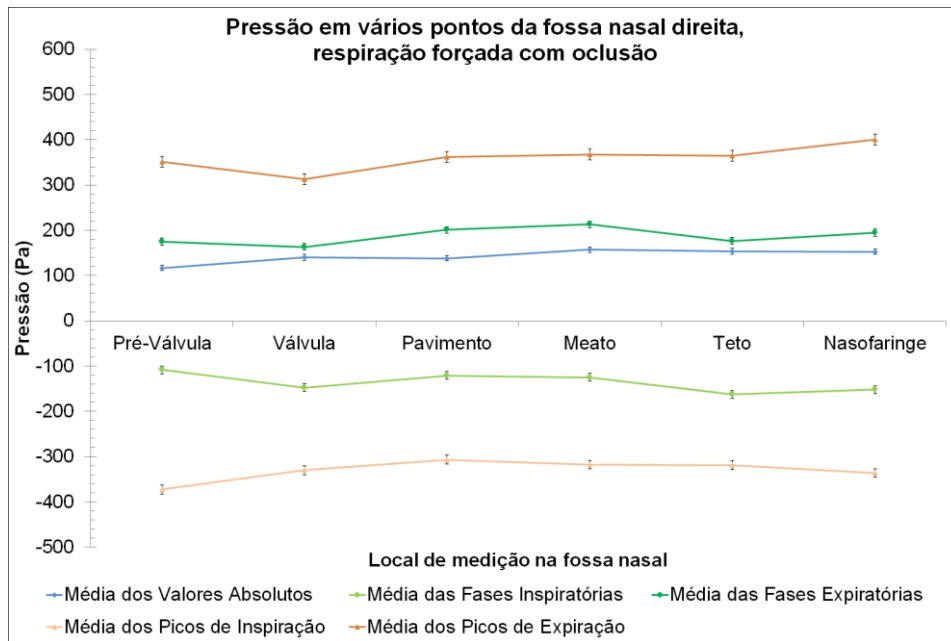
(c) Fossa nasal esquerda, respiração basal e com oclusão



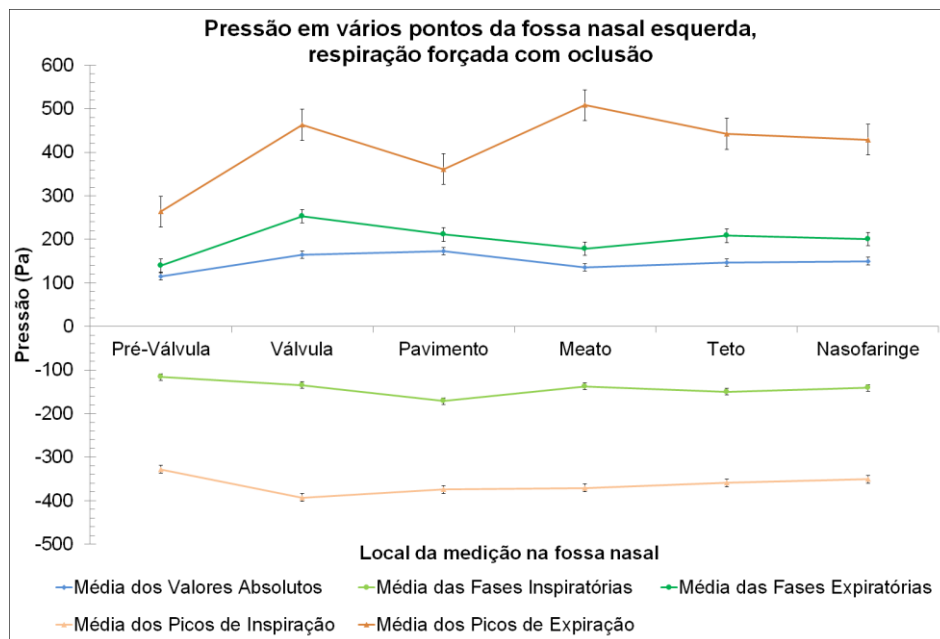
(d) Fossa nasal direita, respiração forçada e sem oclusão

Figura A.2: Gráficos dos parâmetros descritivos analisados em diferentes regiões das fossas nasais, para cada tipo de ventilação e estado de obstrução estudados.

A.3. ANÁLISE DAS PRESSÕES AO LONGO DA FOSSA NASAL



(e) Fossa nasal direita, respiração forçada e com oclusão



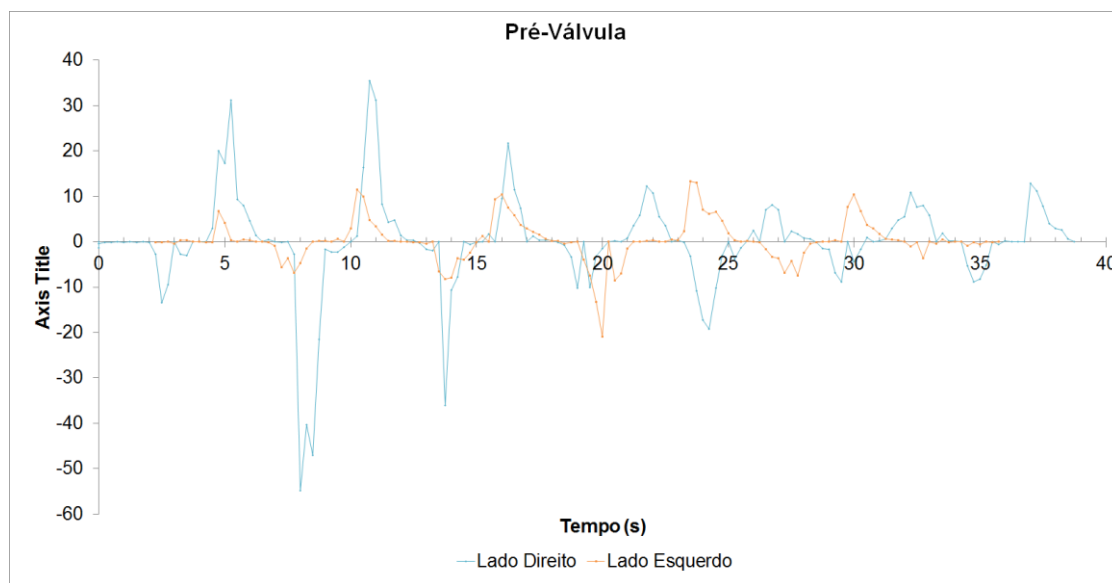
(f) Fossa nasal esquerda, respiração forçada e com oclusão

Figura A.2: Gráficos dos parâmetros descritivos analisados em diferentes regiões das fossas nasais, para cada tipo de ventilação e estado de obstrução estudados.

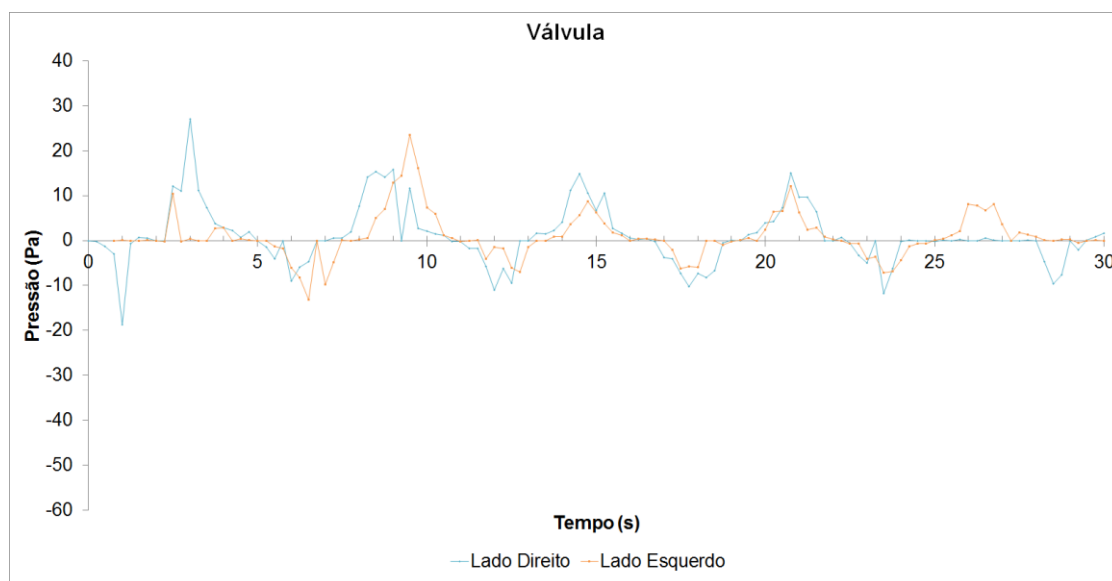
A.4 Comparação entre Gráficos de Pressão para as Fossas Nasais Direita e Esquerda

Nesta secção são apresentados sobrepostos os gráficos dos valores de pressão medidos na fossa nasal esquerda e na fossa nasal direita do Molde C. Estes resultados são discutidos na secção 5.3.3.

A.4.1 Para Respirações do tipo Basal com Oclusão



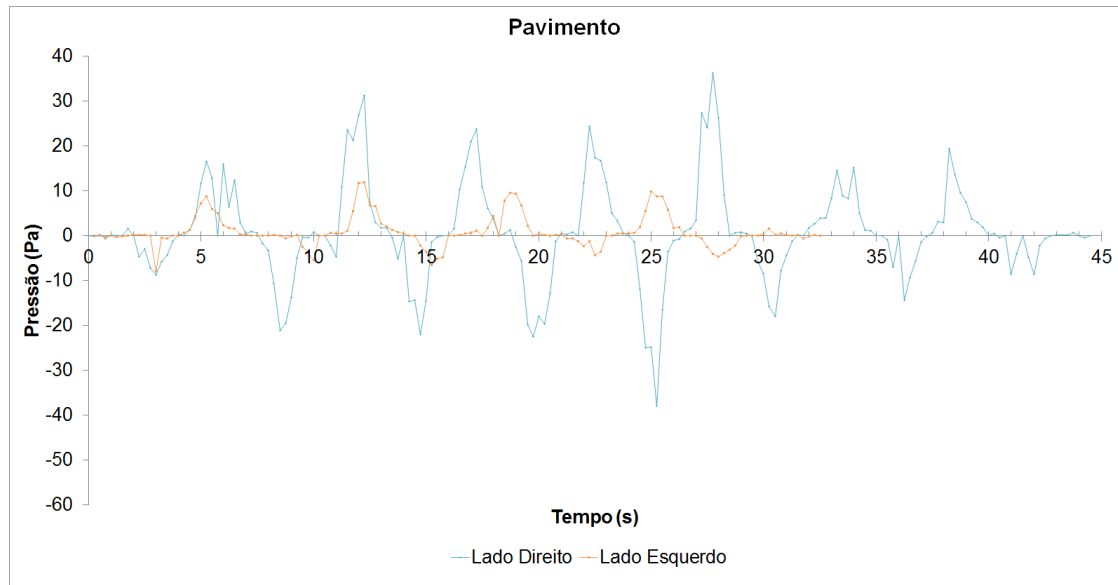
(a) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão na região da Pré-Válvula



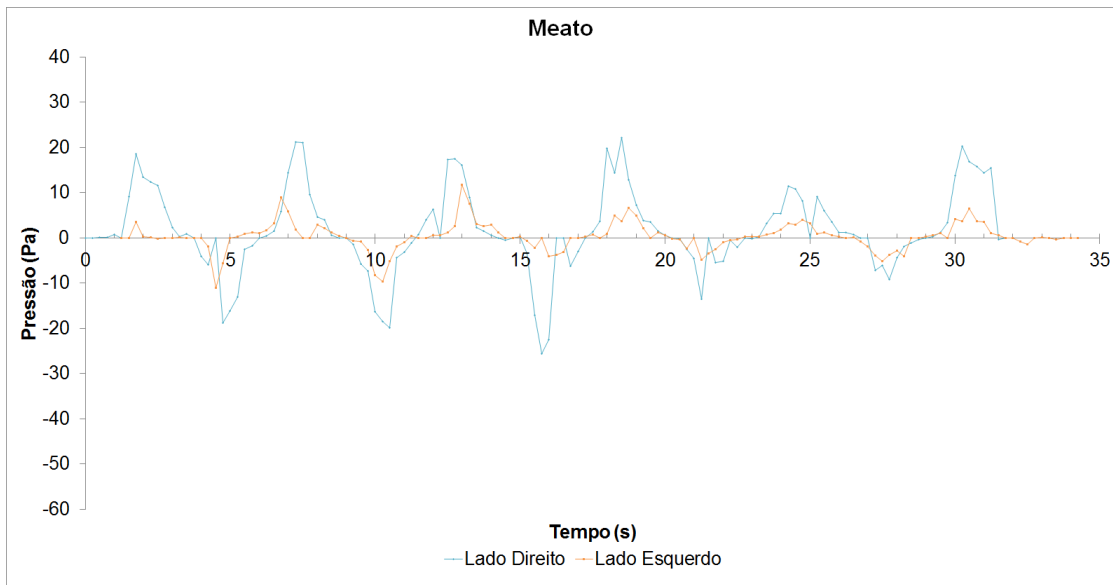
(b) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão na região da Válvula

Figura A.3: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações basais com oclusão.

A.4. COMPARAÇÃO ENTRE GRÁFICOS DE PRESSÃO PARA AS FOSSAS NASAIS DIREITA E ESQUERDA

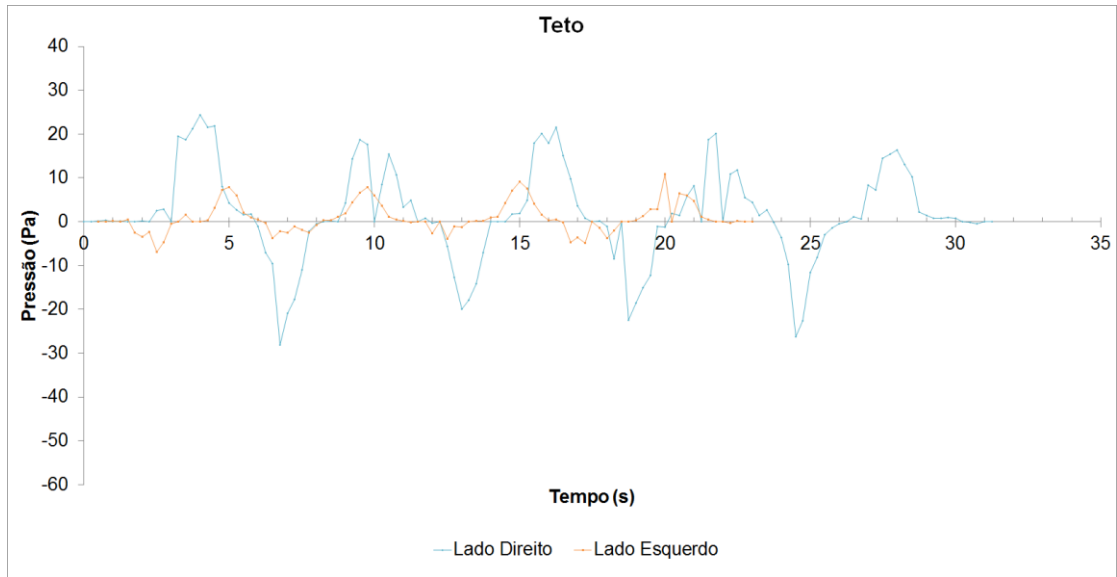


(c) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão junto ao Pavimento

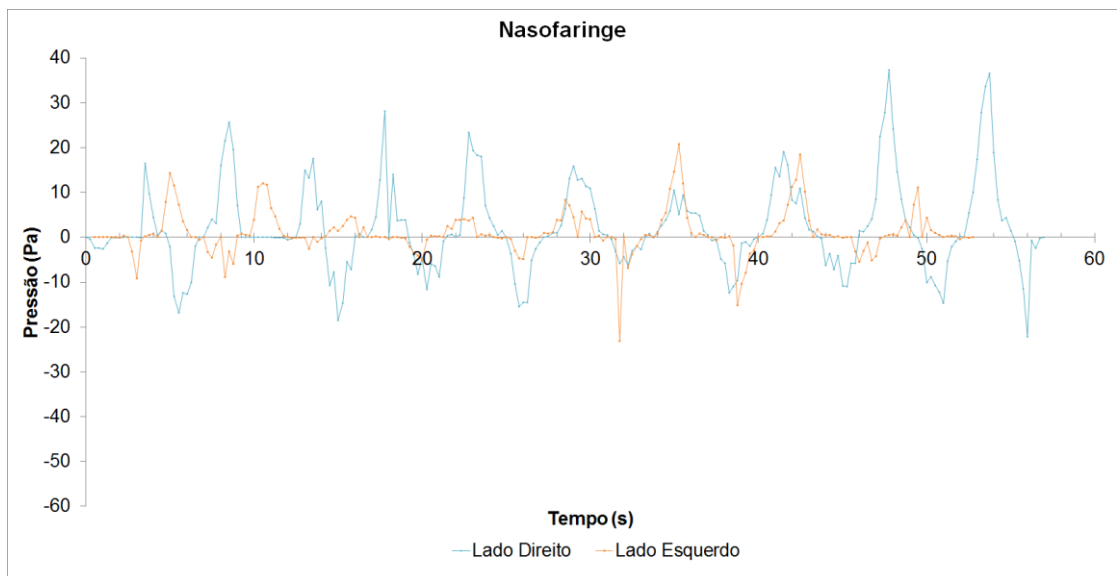


(d) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão na região do Meato

Figura A.3: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações basais com oclusão.



(e) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão junto ao Teto

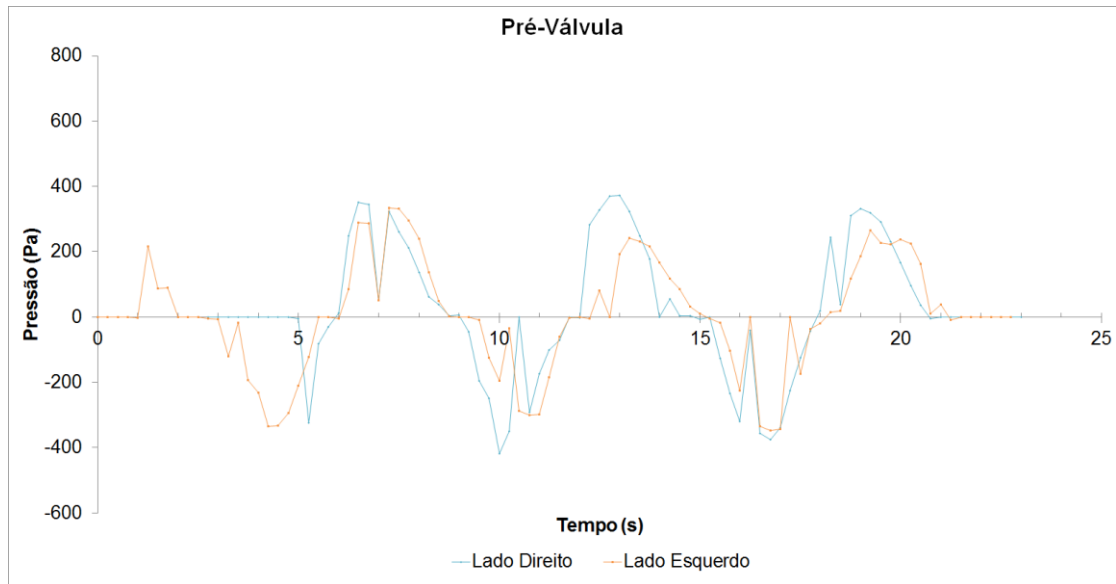


(f) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração basal com oclusão na região da Nasofaringe

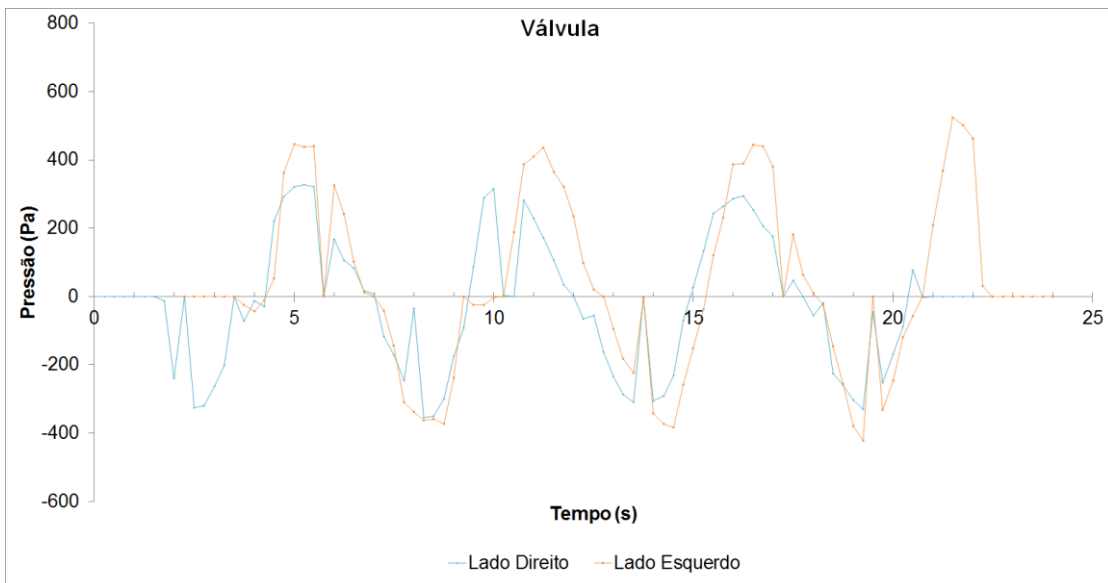
Figura A.3: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações basais com oclusão.

A.4. COMPARAÇÃO ENTRE GRÁFICOS DE PRESSÃO PARA AS FOSSAS NASAIS DIREITA E ESQUERDA

A.4.2 Para Respirações do tipo Forçado com Oclusão

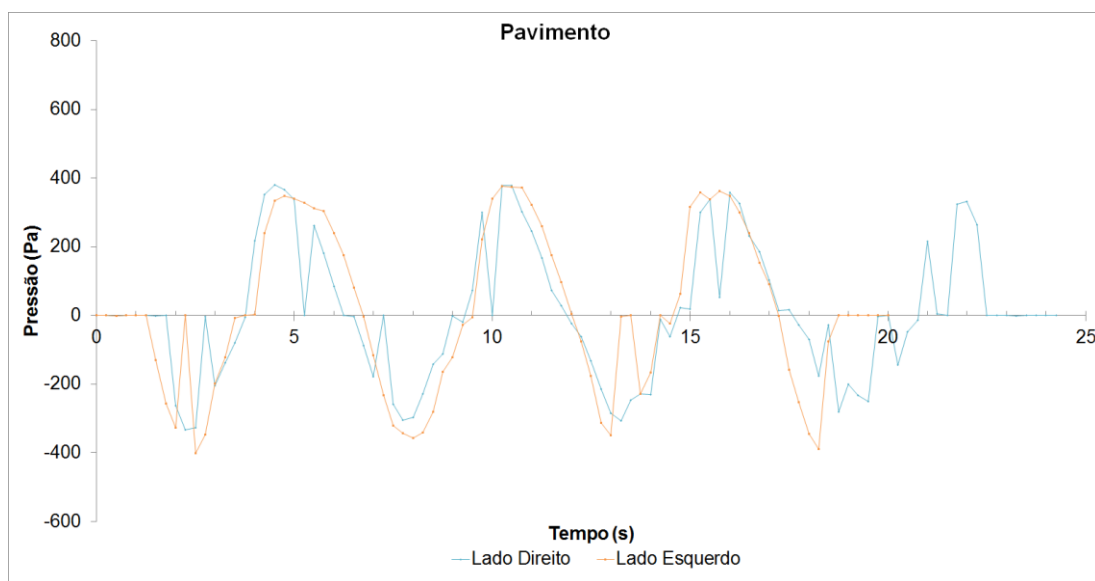


(a) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão na região da Pré-Válvula

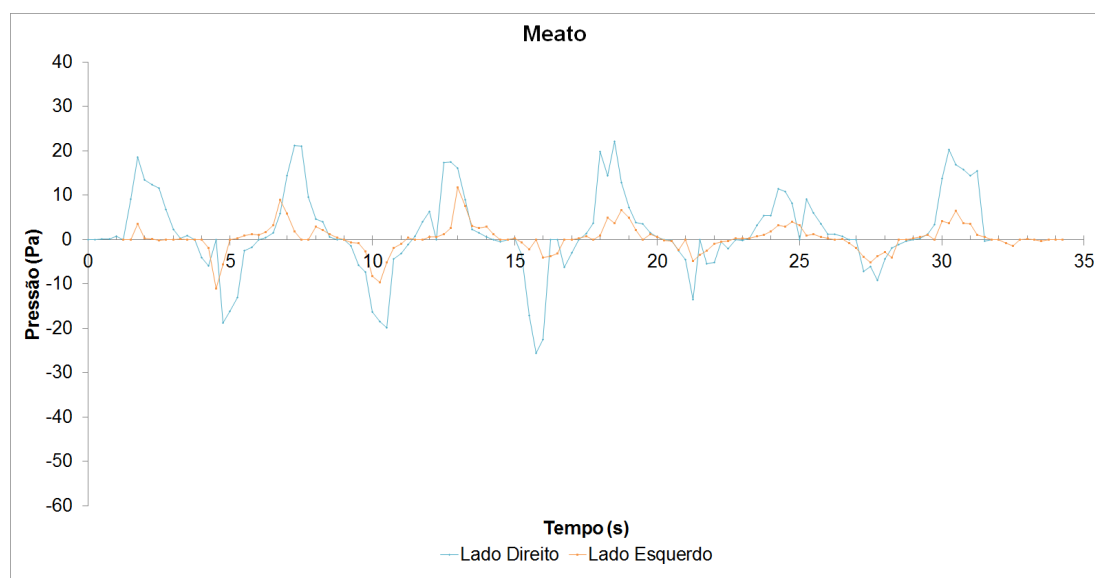


(b) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão na região da Válvula

Figura A.4: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações forçadas com oclusão.



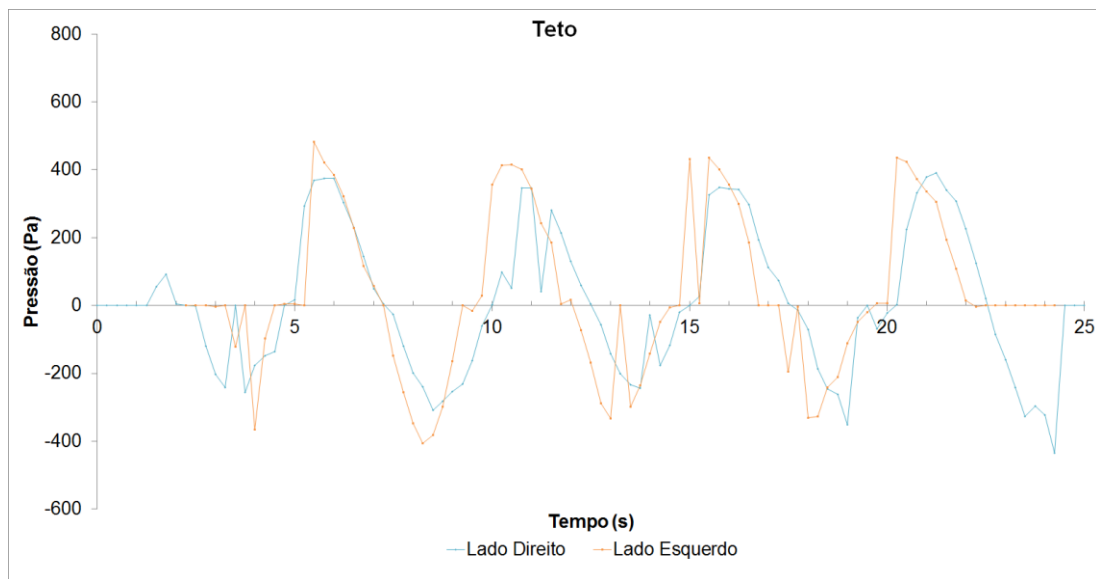
(c) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão junto ao Pavimento



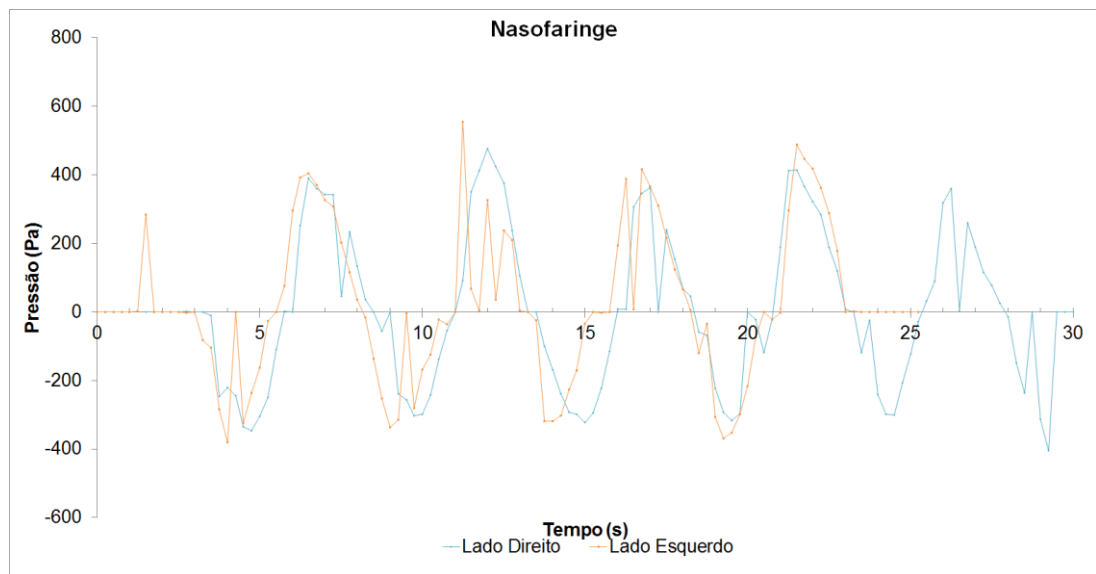
(d) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão na região do Meato

Figura A.4: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações forçadas com oclusão.

A.4. COMPARAÇÃO ENTRE GRÁFICOS DE PRESSÃO PARA AS FOSSAS NASAIS DIREITA E ESQUERDA



(e) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão junto ao Teto



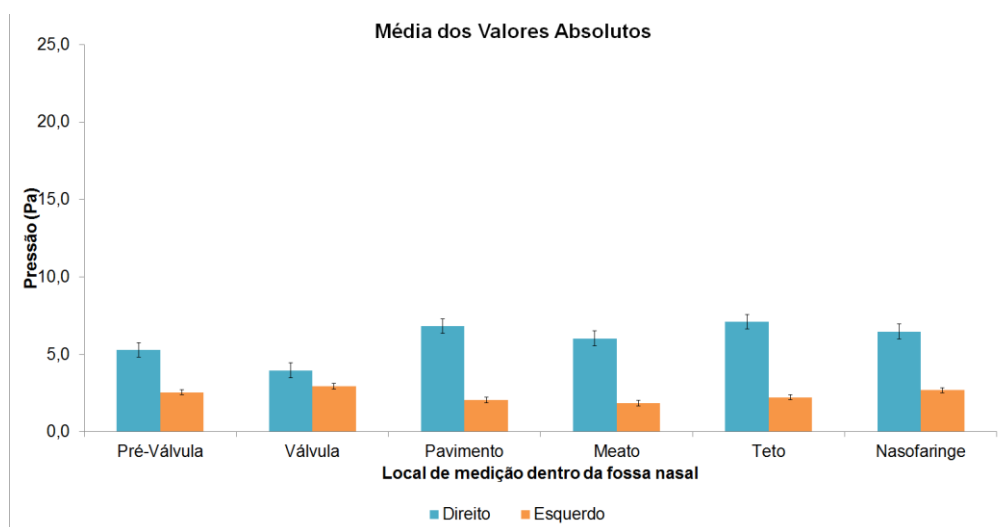
(f) Gráficos de Pressão/Tempo em respiração forçada com oclusão na região da Nasofaringe

Figura A.4: Comparação entre os gráficos de pressão nas fossas nasais direita e esquerda, em várias regiões ao longo da fossa nasal, para respirações forçadas com oclusão.

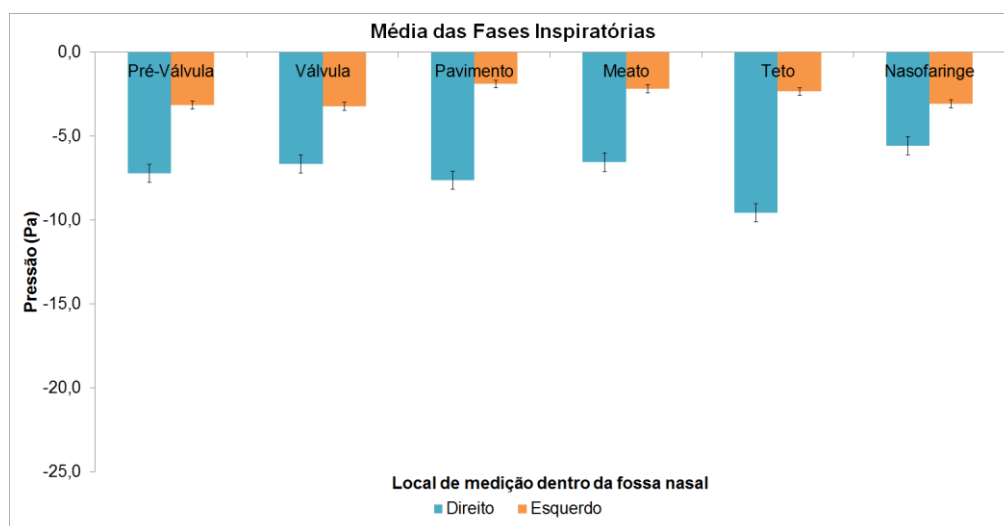
A.5 Comparação de Parâmetros Descritivos para as Fossas Nais Direita e Esquerda

Nesta secção são apresentados lado a lado os valores dos parâmetros descritivos relevantes na fossa nasal esquerda e na fossa nasal direita do Molde C. Estes resultados são discutidos na secção 5.3.3.

A.5.1 Para Respirações do tipo Basal com Oclusão



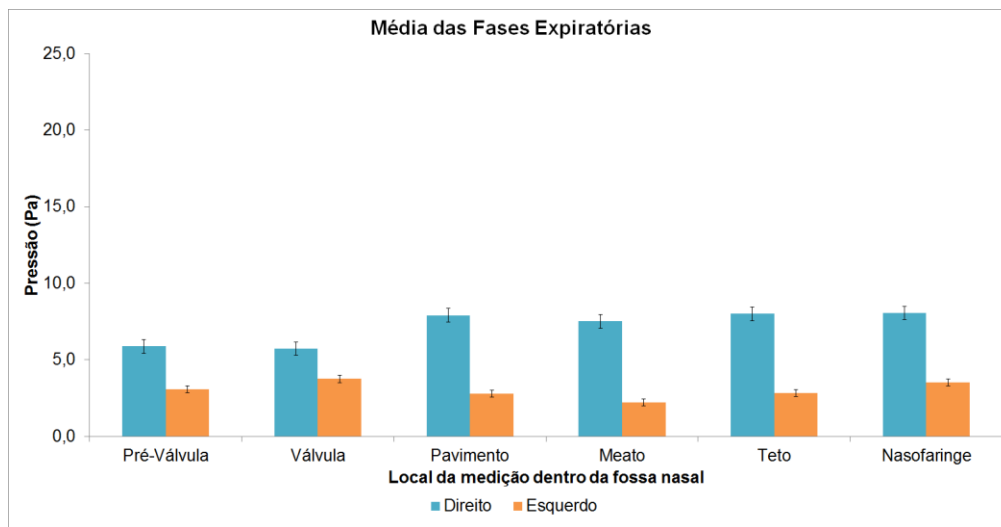
(a) Média das pressões (em módulo) para respirações basais com oclusão



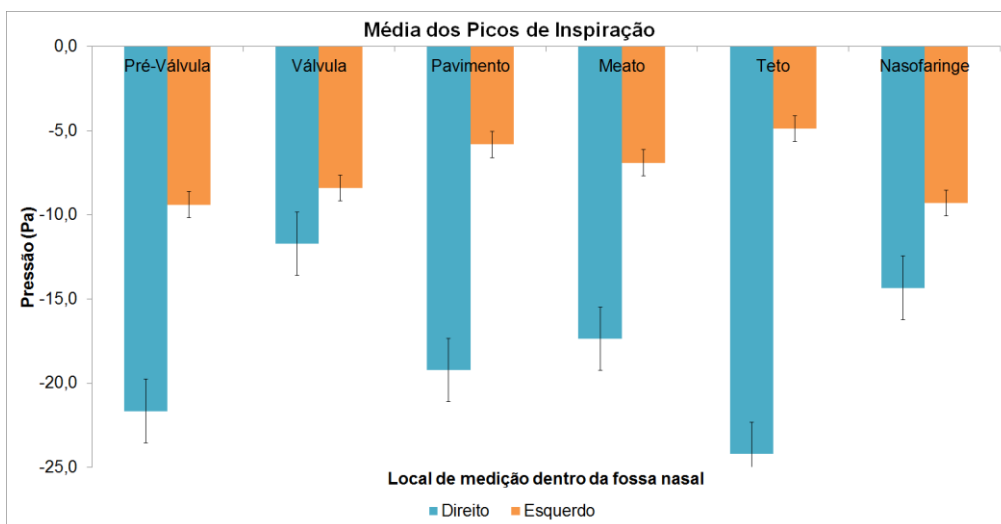
(b) Média das pressões para inspirações basais com oclusão

Figura A.5: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo basal com oclusão.

A.5. COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS DESCRITIVOS PARA AS FOSSAS NASAIS DIREITA E ESQUERDA

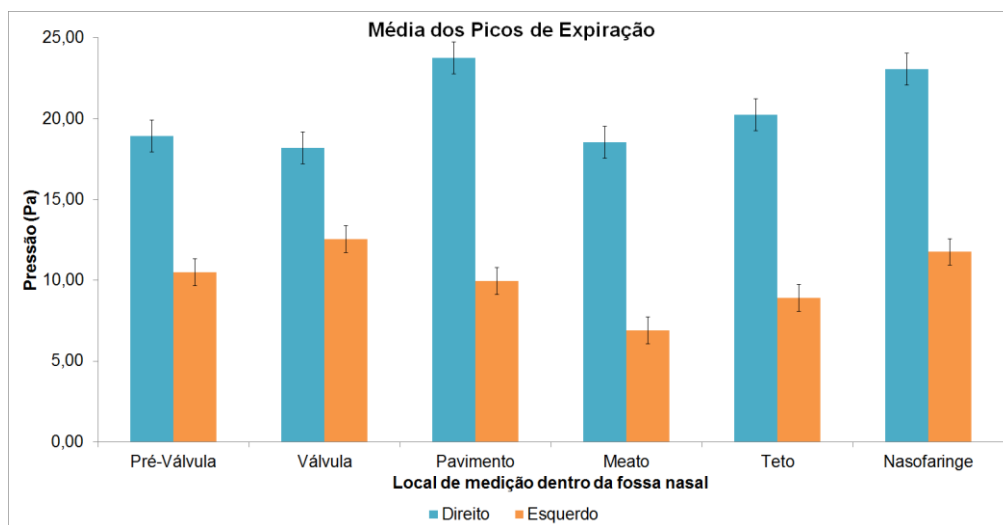


(c) Média das pressões para expirações basais com oclusão



(d) Média das pressões de pico para inspirações basais com oclusão

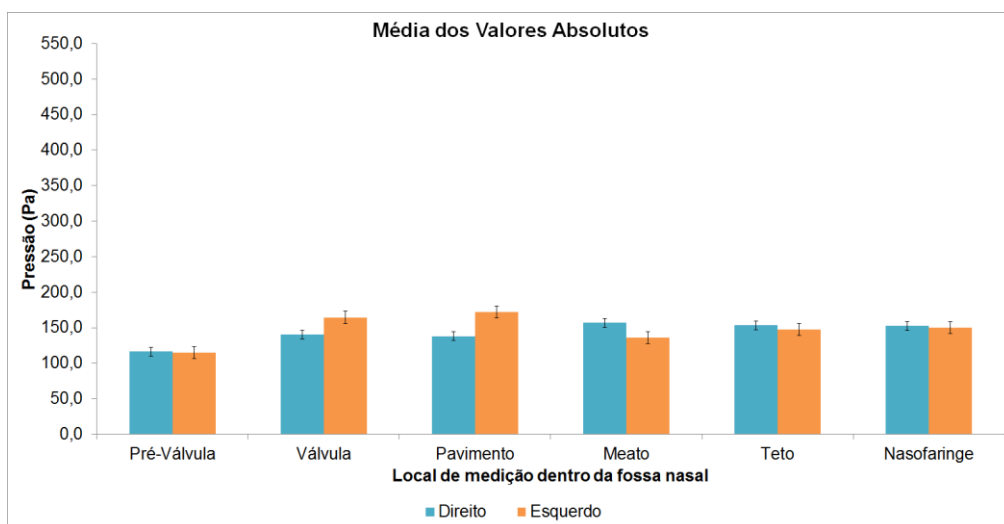
Figura A.5: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo basal com oclusão.



(e) Média das pressões de pico para expirações basais com oclusão

Figura A.5: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo basal com oclusão.

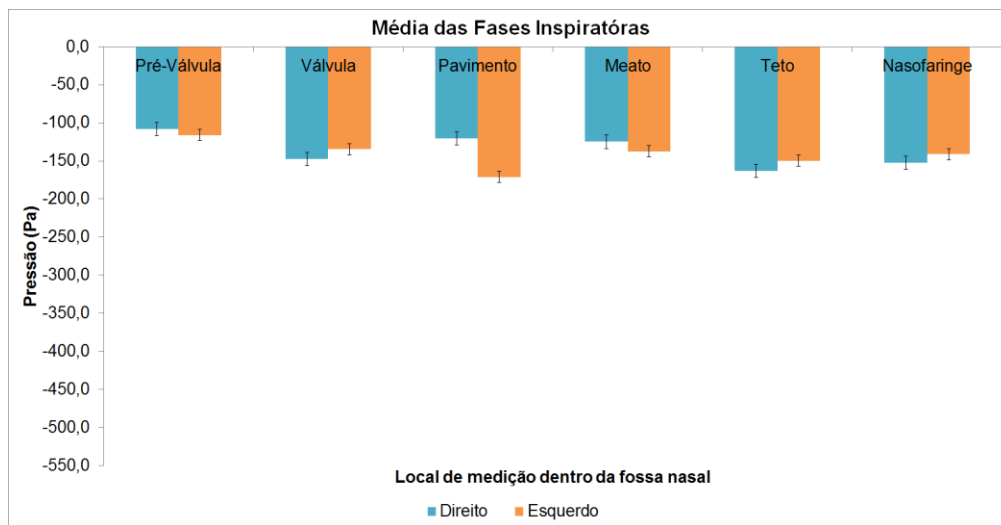
A.5.2 Para Respirações Forçadas com Oclusão



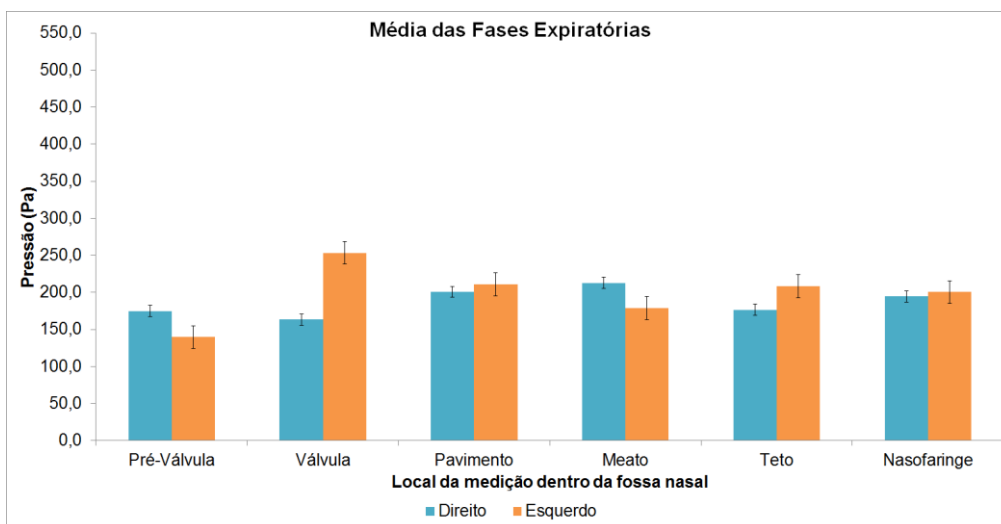
(a) Média das pressões (em módulo) para respirações forçadas com oclusão

Figura A.6: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo forçado com oclusão.

A.5. COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS DESCRITIVOS PARA AS FOSSAS NASAIS DIREITA E ESQUERDA

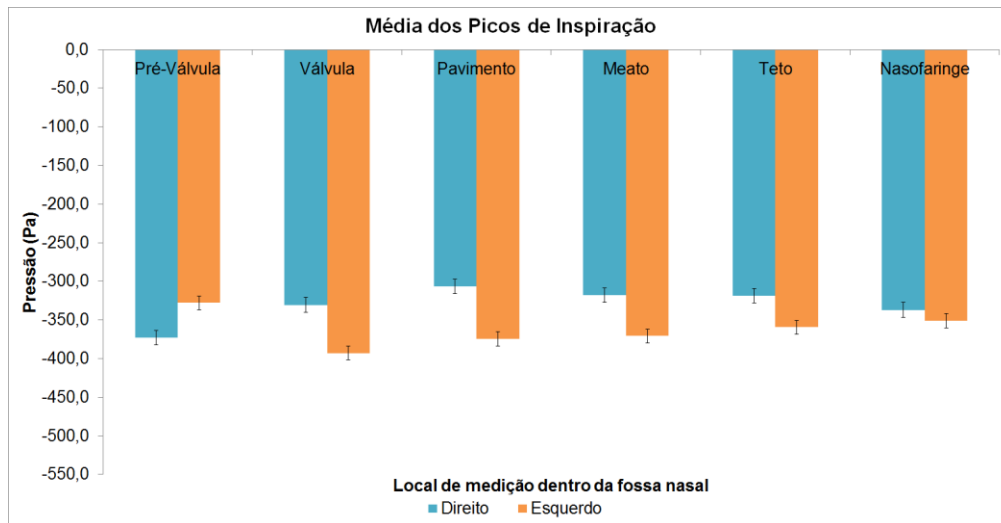


(b) Média das pressões para inspirações forçadas com oclusão

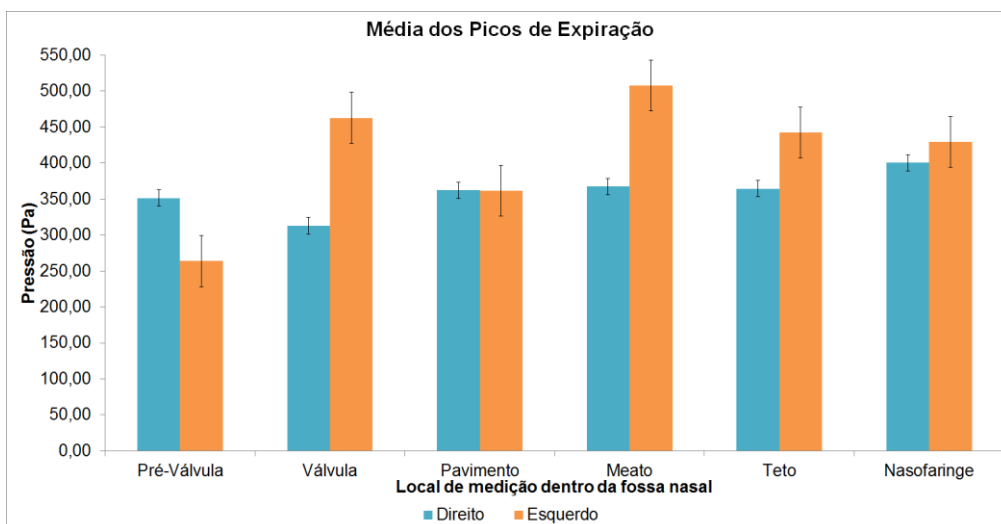


(c) Média das pressões para expirações forçadas com oclusão

Figura A.6: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo forçado com oclusão.



(d) Média das pressões de pico para inspirações forçadas com oclusão

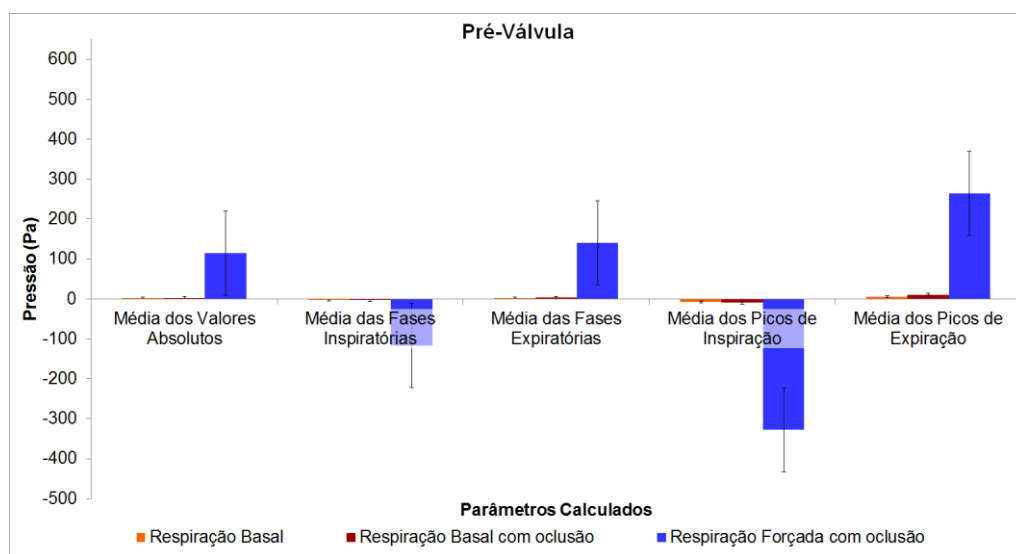


(e) Média das pressões de pico para expirações forçadas com oclusão

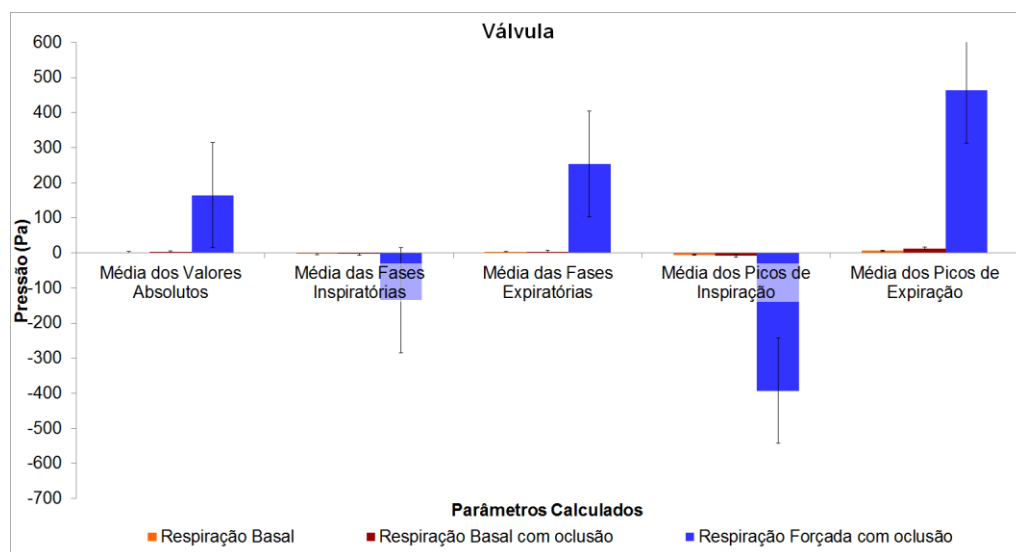
Figura A.6: Comparação dos parâmetros calculados para a fossa nasal direita e a fossa nasal esquerda, em respirações do tipo forçado com oclusão.

A.6 Comparação entre Parâmetros Descritivos para Diferentes Tipos de Ventilação e Oclusão

Neste apêndice são apresentados os valores dos parâmetros calculados a partir das medidas realizadas na fossa nasal esquerda, com o propósito de comparar os diferentes tipos de ventilação e obstrução: respiração basal, respiração basal com oclusão, respiração forçada e respiração forçada com oclusão. Estes resultados são discutidos na secção 5.3.4.

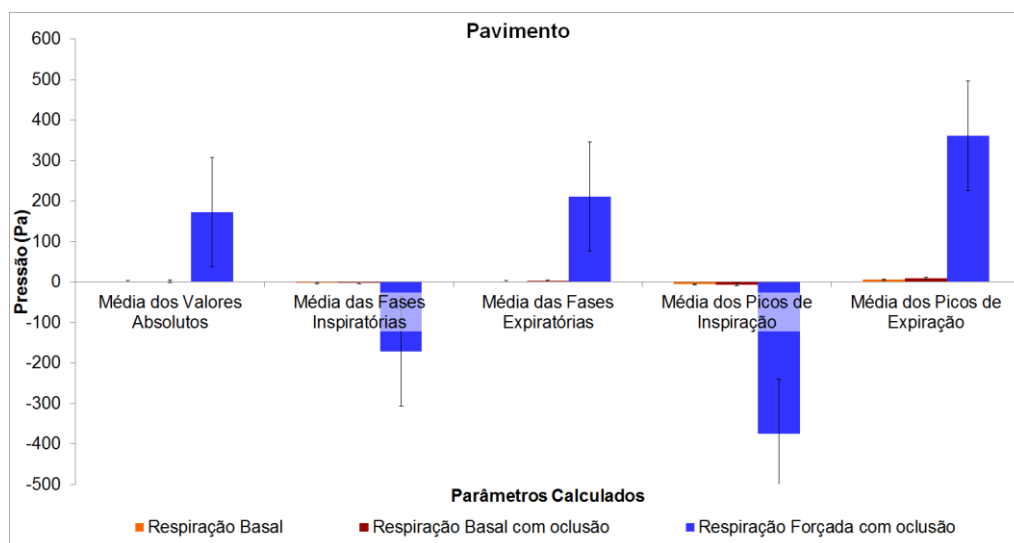


(a) Parâmetros relativos às pressões na região da Pré-Válvula da fossa nasal esquerda

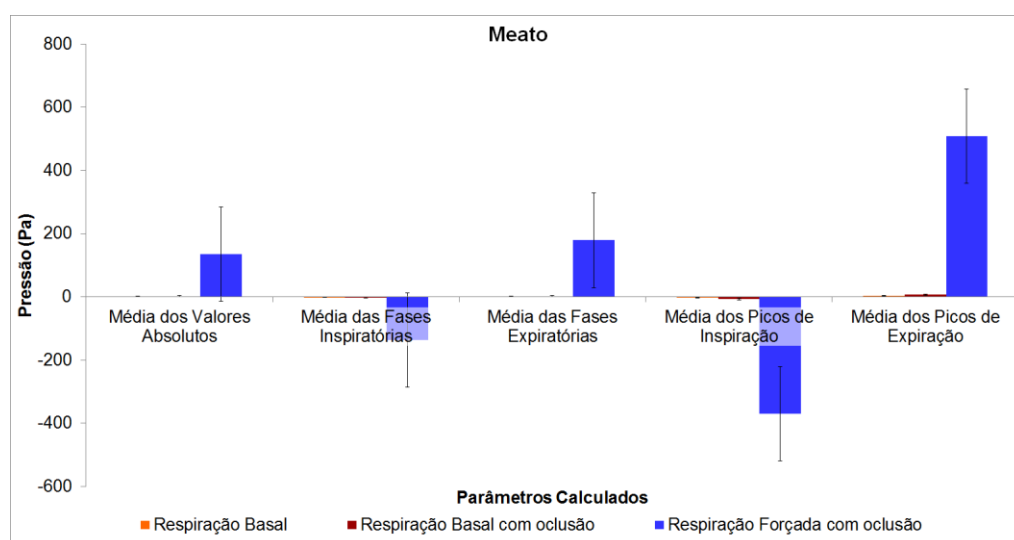


(b) Parâmetros relativos às pressões na região da Válvula da fossa nasal esquerda

Figura A.7: Comparação entre os gráficos de pressão correspondentes a respirações basais, basais com oclusão e forçadas com oclusão na fossa nasal esquerda, para vários parâmetros.



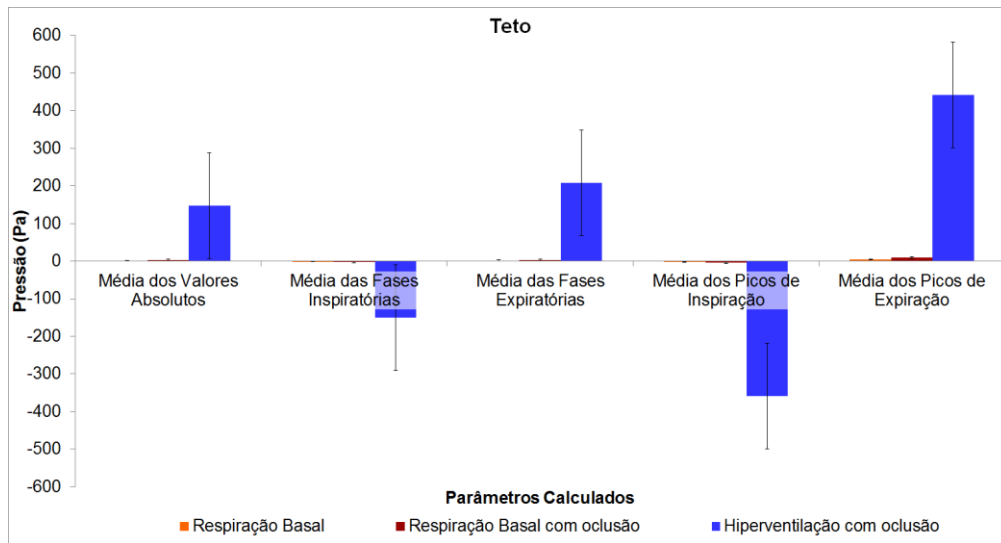
(c) Parâmetros relativos às pressões junto ao Pavimento da fossa nasal esquerda



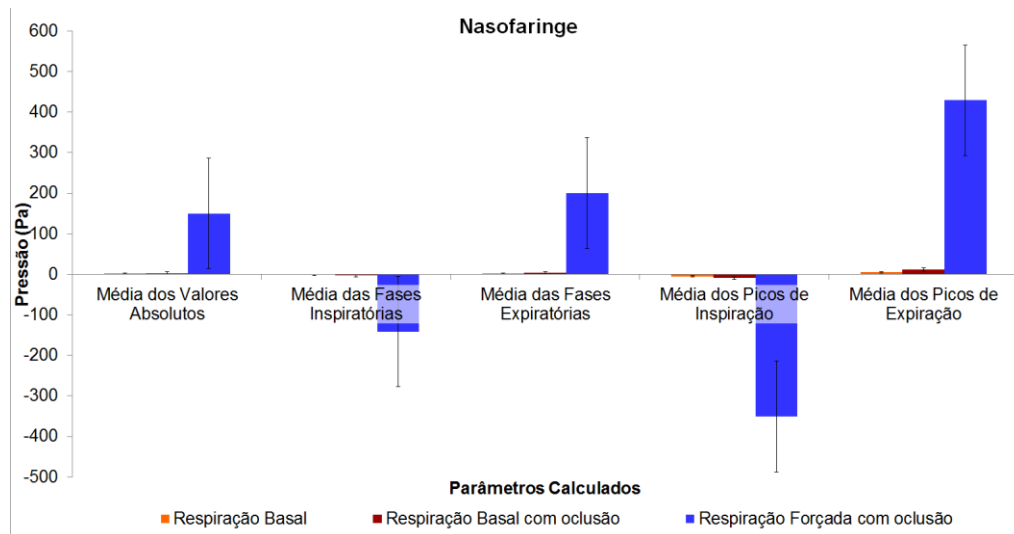
(d) Parâmetros relativos às pressões na região do Meato da fossa nasal esquerda

Figura A.7: Comparação entre os gráficos de pressão correspondentes a respirações basais, basais com oclusão e forçadas com oclusão na fossa nasal esquerda, para vários parâmetros.

A.6. COMPARAÇÃO ENTRE PARÂMETROS DESCRITIVOS PARA AS DIFERENTES TIPOS DE VENTILAÇÃO E OCLUSÃO



(e) Parâmetros relativos às pressões junto ao Teto da fossa nasal esquerda



(f) Parâmetros relativos às pressões na região da Nasofaringe da fossa nasal esquerda

Figura A.7: Comparação entre os gráficos de pressão correspondentes a respirações basais, basais com oclusão e forçadas com oclusão na fossa nasal esquerda, para vários parâmetros.



ANEXO I – Fichas Técnicas de Materiais

I.A Perspex Tensol nº 70



FM 1696
ISO 9001:2008

PRODUCT DATA

Date: March 2011

Information Sheet No.: 03288/24

TENSOL 70

EVO-PLAS RANGE - TWO COMPONENT CEMENT

EVO-PLAS TENSOL 70 is a two component acrylic cement that hardens at room temperature by polymerisation. It produces high strength bonds to acrylic sheet and offers excellent weathering resistance.

RECOMMENDED USE

EVO-PLAS TENSOL 70 is intended for cementing acrylic sheet to itself, but it will bond acrylic sheet to other materials such as wood. Applications include sign making, model making, structural engineering and acrylic sheet repair. Unsupported gaps of up to 1mm can be produced.

EVO-PLAS TENSOL 70 is not recommended for structural applications on aircraft.

BONDING INSTRUCTIONS

SURFACE PREPARATION

- Substrates to be bonded should be perfectly clean, dry and free from dust and grease.

APPLICATION / BONDING

- EVO-PLAS TENSOL 70 Component A** must be at room temperature i.e. 16 - 20°C. If it has been stored below 15°C it must be allowed to come to room temperature before use. This could take several hours.

- MIXING RATIO By Weight**

EVO-PLAS TENSOL 70 Component A 20 parts

EVO-PLAS TENSOL 70 Component B 1 part

The cement will not harden properly if different proportions are used.

- Add **Component B** to **Component A** and mix thoroughly, after mixing cover the vessel and leave until the larger bubbles have risen to the surface.
- The bubbles should be allowed to rise and the job completed within 20 minutes of adding **Component B**, hardening begins as soon as **Component B** is added, if not used within 20 minutes the bond will be weakened.
- Cementing operations should not be undertaken at temperatures below 15°C otherwise the setting time may be affected. Ideally the room temperature should be 15 - 25 °C.
- Setting begins as soon as **Component B** is added, the cement should harden within 1.5 - 2 hours at 20+/- 5°C, after this time the joint can be handled carefully. Light machining is possible after approx. 4 hours, but a better finish and stronger joint will be obtained if left for 24 hours.
- Once set the cement continues to harden for some time - after several days the bond strength should be adequate for most applications. However the strength of joints can be increased further by heat treatment
 - Non thermoformed components - heat for 3 - 4 hours at 80°C.
 - Thermoformed, highly stretched components - heat for 4 - 5 hours at 70°C.
 - Do not heat components until at least 1 hour after cement has set.
- Gap filling - Because of its low viscosity the gap filling properties of **TENSOL 70** are limited. Special masking techniques will be needed to keep the cement in place if large gaps are to be

filled. In addition the cement shrinks in volume by Approx. 20% as it hardens so cavities must be over filled to allow for this

- Colour - After prolonged outdoor exposure (years) in warm climates a slight yellowing of the bond line may appear. This will not effect the mechanical properties of the cement.
- If **Component B** becomes deeply coloured (yellow/orange) the hardening time should be tested by mixing a small amount of the two components. Obtain a new bottle of **Component B** if the cement is slow to set.

TYPICAL CHARACTERISTICS

	Component A	Component B
Physical Form:	Mobile syrup	Liquid
Colour	Slight blue tinge	Pale straw
Chemical Type:	Acrylic	Peroxide
Solvent	Methyl Methacrylate	Plasticiser
Viscosity (Brookfield RVT, 10rpm at 25°C)	Approx. 1500 mPas	
Solids Content:	100%	Approx. 5%
Specific Gravity:	Approx. 1.03	Approx. 1.2
Flammability:	Highly Flammable	Oxidising agent
Cleaner / Thinner		EVO-STIK CLEANER 5

PACKAGING

Please refer to the Customer Service Department for current pack sizes.

STORAGE

Component A - store in the dark in a dry flameproof area below 20°C.

Component B - store in the dark at 0 - 5°C. At lower temperatures component B may crystallise out of solution. It is important that all solid deposits are re-dissolved before use. This should be done by **carefully** warming to Approx. 20°C and shaking.

SHELF LIFE

12 months from date of manufacture stored under the above conditions.

MATERIAL SAFETY DATA

For further information refer to the relevant Health and Safety Data Sheet.

Disclaimer - please read carefully

This disclaimer is issued by Bostik Limited ("the Company") and applies to the use of any products supplied by the Company ("the Products") displayed on this Technical Data Sheet ("TDS"). Please read this disclaimer carefully before using any of the Products. Using this TDS and/or the Product constitutes your acceptance of this disclaimer. Its contents shall prevail over any directions of use and any disclaimer and/or exclusion or limitation of liability of the Company which may appear on the packaging of the Products.

This disclaimer sets out the entire financial liability of the Company (including any liability for the acts or omissions of its employees, agents and sub-contractors) to any user of the Products ("Product User") in respect of any use made or resale by the Product User, of any of the Products in this TDS.

This disclaimer does not affect the Company's liability for death or personal injury arising from the Company's negligence in respect of the Products, or its liability for fraud, or fraudulent misrepresentation, or any other liability which cannot be excluded or limited under applicable law.

The Company's total liability however arising and whether caused by tort (including negligence and breach of statutory duty), breach of contract or otherwise, arising in connection with the use made or resale by the Product User of any of the Products in this TDS shall be limited to the price paid for the Product by the Product User.

The Company shall not be liable to the Product User for any pure economic loss, loss of profit, loss of business, depletion of goodwill or otherwise, in each case whether direct, indirect or consequential, or any claims (including in respect of personal injury insofar as not caused by the Company's negligence) for consequential compensation whatsoever (howsoever caused) which arise out of or in connection with the use made or resale by the Product User of any of the Products in this TDS.

The Company shall not be liable to the Product User in relation to any loss for any use which is inappropriate or use which is otherwise than in accordance with the relevant instructions for use of the Products in this TDS or on the Product. Product Users are advised to confirm the suitability of the Products by their own tests.

This TDS covers just one of a large range of products supplied by the Company. Full information on these products and advice on application is freely available from our fully trained staff throughout the country. In addition, specialist technical advice is available from our Technical Services Department. This TDS supersedes all previous TDSs relating to the Products and users of it must ensure that it is the current issue. Destroy all previous TDS, and if in any doubt, contact the Company, quoting the code number in the top right hand corner on the front of this document.

LASCOD

SAFETY DATA SHEET
(Directive 91/155/EEC)

1 IDENTIFYING ELEMENTS OF THE SUBSTANCE OR COMPOUND AND MANUFACTURER

- Product: KROMOPAN 100
- Classification: Alginate for use in dentistry
- Manufacturer: LASCOD S.p.A. - Via L. Longo 18 - 50019 Sesto Fiorentino - Firenze - Italy
Phone +39.055.4215768 - Fax +39.055.4210421
Emergency phone no.: +39.055.4215768 (Research Laboratory)

2 COMPOSITION / INFORMATION ABOUT COMPONENTS

- Main components: diatomaceous earth, crystalline silica, sodium alginate, sodium phosphate, calcium sulphate.

3 IDENTIFICATION OF HAZARDS

- No particular health or environmental hazard.

4 FIRST AID MEASURES

- Swallowing: If in pain, call a doctor.
- Contact with the eyes: Flush with abundant running water, holding the eyelids open.
- Contact with the skin: wash with water.
- Inhaling: take the patient out of doors.

5 FIRE FIGHTING MEASURES

- Suitable extinguishers: not applicable, not inflammable product.
- Unsuitable extinguishers: not applicable, not inflammable product.
- Protective gear: not applicable, not inflammable product.

6 MEASURES IN CASE OF ACCIDENTAL SPILLS

- Personal precautions: protective goggles and dust mask (in case of major spills involving large quantities of the product).
- Environmental precautions: keep spilled products out of drains and waterways
- Cleaning methods: collect using mechanical means, taking care not to raise dust, and dispose of the materials according to the rules in effect.

7 HANDLING AND STORAGE

- HANDLING: use only according to the manufacturer's instructions
- STORAGE: store in its package in a cool, dry place

8 CONTROL OF EXPOSURE / PERSONAL PROTECTION

- When using this product no special protection is necessary (e.g. mask, gloves, goggles, etc.).

- Product: KROMOPAN 100

9 PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES

- **APPEARANCE:** powder
 - **COLOR:** white
 - **ODOR:** aromatic
 - **pH** (suspension of 10 g of powder per liter of water after 2 min.): 8.0 at 20°C
 - **BOILING POINT:** not pertinent
 - **MELTING POINT / TIME:** not pertinent
 - **BURNS AT:** not pertinent
 - **INFLAMMABLE :** non inflammable
 - **SPONTANEOUS COMBUSTION:** not pertinent
 - **EXPLOSIVE PROPERTIES:** not explosive
 - **COMBURENT PROPERTIES:** not comburent
 - **STEAM PRESSURE:** not pertinent
 - **DENSITY:** 2.3
 - **APPARENT DENSITY:** 300 g/l
 - **SOLUBILITY IN WATER:** reacts by forming a hydrophilous gel
 - **OTHER DATA:** none
-

10 STABILITY AND REACTIVITY

- No decomposition if used and stored according to manufacturer's.
 - Conditions to avoid: heating, humidity.
 - Materials to avoid:===
 - Hazardous reactions to decomposition: ===
-

11 TOXICOLOGICAL INFORMATION

- On the basis of the experience acquired on the products no hazardous effect on health is known when used according to the manufacturer's instructions.
-

12 ENVIRONMENTAL INFORMATION

- The product does not damage the environment in any way.
-

13 RECOMMENDATIONS FOR DISPOSAL

- To apply the either national or local specific laws in force where the disposal is made.
-

14 SHIPPING INFORMATION

- No shipping hazard.
-

15 INFORMATION ABOUT REGULATIONS

- No obligation to label according to EEC directive on hazardous substances.
-

16 OTHER INFORMATION

- The above data are based on the knowledge of the manufacturer on the date of issue of this document.
 - The user, before using the product, should ascertain that it is suitable for the type of operation for which it is to be used.
-

I.C Plastilina



Clay Modeling Products
Since 1892, the finest name in modeling clay

Chavant, Inc.
5043 Industrial Road
Farmingdale, NJ 07727

1-800-CHAVANT
Fax: (732) 751-1982
Internet: <http://www.chavant.com>
E-mail: mail@chavant.com

SAFETY DATA SHEET

June 1, 2015

SECTION 1. PRODUCT IDENTIFICATION

TRADE NAMES: Clayette, Fill-It, Fill-It-HM, Le Beau Touché, Le Beau Touché HM, NSP

CHEMICAL NAME: Sulfur-Free Modeling Clay

EMERGENCY PHONE: 1-800-242-8268
1-732-751-0003

EMERGENCY FAX: 1-732-751-1982

SECTION 2. HAZARDS IDENTIFICATION

This product is not hazardous as defined in 29 CFR 1900.1200. The composition of this clay is a trade secret as allowed by 29 CFR 1910.1200-48. In the event of a medical emergency, compositional information will be provided to a physician or nurse.

Product labeling conforms to ASTM D-4236 (no special label required).

SECTION 3. COMPOSITION / INFORMATION ON INGREDIENTS

Component	Percent
Wax	10-60
Oil	10-60
Non-Sulfur Filler	10-60

SECTION 4. FIRST AID MEASURES

EYE CONTACT: Flush with water.

SKIN CONTACT: Modeling clay is normally used with no skin protection. If irritation appears, it is an allergic reaction and use should be discontinued.

INHALATION: Normally not required.

INGESTION: Normally not required.

SECTION 5. FIRE AND EXPLOSION HAZARD

FLASHPOINT: > 300 °F.

FLAMMABLE LIMITS: N/A

SPECIAL FIRE FIGHTING INFORMATION: Firefighters should use self-contained breathing apparatus to avoid exposure to smoke.

SECTION 6. ACCIDENTAL RELEASE

Dispose with regular waste. No special treatment is required.

SECTION 7. HANDLING AND STORAGE

HANDLING: No PPE required. Use common sense.

STORAGE: Store away from possible ignition sources

SECTION 8. EXPOSURE CONTROLS / PERSONAL PROTECTION

No PPE required. Wash hands after use.

SECTION 9. PHYSICAL & CHEMICAL PROPERTIES

Appearance and Odor: Various colors depending on product. Some products may have a slight odor.

Specific Gravity: Varies between 1.35 – 1.65 g/cm³, depending on formula

Solubility in Water: Negligible (<1%)

Evaporation Rate: N/A

Vapor Pressure: N/A

Vapor Density: N/A

Melting Point: 180 °F or greater depending on formula

SECTION 10. STABILITY AND REACTIVITY

STABILITY: Stable

INCOMPATIBILITY: N/A

HAZARDOUS DECOMPOSITION: N/A

HAZARDOUS POLYMERIZATION: N/A

SECTION 11. TOXICOLOGICAL INFORMATION

ACUTE TOXICITY: None known

SUBCHRONIC/CHRONIC TOXICITY: None known

SECTION 12. ECOLOGICAL INFORMATION

Inert, non-hazardous.

SECTION 13. DISPOSAL CONSIDERATIONS

Dispose according to local regulations.

SECTION 14. TRANSPORT INFORMATION

US Department of Transportation (DOT) 49 – CFR 172.101
This product is not regulated as a dangerous good.

Canadian Transportation of Dangerous Goods (T.D.G.) – TDGR
This product is not regulated as a dangerous good.

Secretary of Communication and Transportation (SCT) – NOM-002-SCT2/1994 (Mexico)
This product is not regulated as a dangerous good.

International and Domestic Air Transportation – ICAO & IATA Section 4.2
This product is not regulated as a dangerous good.

International Water Transportation – IMDG Code Amendment 31-02
This product is not regulated as a dangerous good.

Ministry of Transportation of the E.U. (PONTO) 49 - CFR 172.101
This product is not regulated as a dangerous good.

Harmonized tariff schedule of the United States (2009) (Rev. 1)
Modeling clay (best description): 3407.00.4000 3407

SECTION 15. REGULATORY INFORMATION


OSHA Hazards: This material is not hazardous

Superfund Amendments and Reauthorization Act of 1986 (SARA)

Section 302 extremely hazardous substance: No

Section 311 hazardous chemical: No

I.D Silicone

		H B QUÍMICA - REPRESENTAÇÕES COMÉRCIO E SERVIÇOS, LDA		<h2>FICHA TÉCNICA</h2>		
Armazém / Escritório: Trav. De Gatões, Armazém A 4460-886 CUSTÓIAS MTS <small>hbarros@hbquimica.mail.pt - Capital Social 5.000,00 € - Mat. C.R.C Matosinhos sob o nº 57910</small>						
Tlf: 93.9697781 / 22.9533344 Fax: 22.9531156						
N.C. 505 435 730			HB FLEX 5528 A + B			
<p>GENERALIDADES:</p> <p>O HB FLEX 5528 A+B é um Elastómero de Silicone de Reticulação por Adição, à temperatura ambiente, após a mistura perfeita do Componente A com o Componente B.</p> <p>O Elastómero assim obtido, permite obter moldes para vazamento de resinas poliéster, poliuretano, gesso, cera fundida, cimento e outros materiais, proporcionando elevada fidelidade na reprodução de pormenores, bem como, grande facilidade e segurança na utilização.</p> <p>Excelente estabilidade dimensional ao longo do tempo.</p> <p>A excelente fluidez do HB FLEX 5528 A+B permite trabalhar por vazamento. A mistura dos dois componentes deve ser muito bem feita. Antes da mistura, homogeneizar muito bem cada componente.</p> <p>A não necessidade de desmoldantes, quer no fabrico dos moldes quer na produção das peças moldadas, permite, para além de uma maior rapidez de produção, uma maior fidelidade nas reproduções.</p>						
CARACTERÍSTICAS DA MISTURA DOS DOIS COMPONENTES		PROPOR. DA MISTURA	VISCOSIDADE	TEMPO DE VIDA ÚTIL DA MISTURA, A 23° C	TEMPO EM CONTACTO COM O ORIGINAL	COR
COMPONENTE A + COMPONENTE B		100 gr	3500+/-400 cP	10-12 MINUTOS	60 MINUTOS	VERDE
		100 gr				VERDE
						BRANCA
CARACTERÍSTICAS DO ELASTÓMERO HB FLEX 5528 A+B APÓS UMA SEMANA A 23° C			UNIDADES	VALOR		
DUREZA			Shore A	28 +/- 2 shA		
CONTRACÇÃO LINEAR			%	< 0,1		



ANEXO II – Relatórios de Endoscopia

II.A Resultados da Primeira Endoscopia com Endoscópio de 30°

AVALIAÇÃO ENDOSCÓPICA

Lisboa, 30 de Agosto de 2016

No contexto do estudo FISIOPOL foi avaliado endoscopicamente um modelo sintético de fossa nasal obtido a partir de molde de cadáver com óptica de rinoscopia rígida de 30º.

Achados:

À observação é evidente, bilateralmente, cavidade ampla de fossa nasal com paredes bem definidas e acidentadas de superfície que permitem reconhecer as eminências dos cornetos inferiores, sendo menos claras as eminências dos restantes cornetos.

Na fossa nasal direita é evidente uma redução da permeabilidade à custa de desvio do septo nasal, aparentemente por crista condro-vomeriana.

No fossa nasal esquerda há achados sugestivos de meatotomia média (sem que seja segura esta conclusão), eventualmente traduzindo manipulação endonasal das estruturas ósseas prévia à obtenção do molde.

Na observação por rinoscopia posterior, retrógrada é evidente, com detalhe, o aspecto típico do cavum, bordo posterior do septo e caudas dos cornetos inferiores, com boa definição das choanas.

Araújo Martins

Assistente Hospitalar de Otorrinolaringologia

Investigador Associado do grupo *Respiratory Diseases* - CEDOC - NOVA Medical School

II.B Resultados da Segunda Endoscopia, com Endoscópios de 0° e de 30°

Relatório sumário do molde:

O molde apresentava um desvio dextroconvexo, mais pronunciado ao nível do seu terço médio. A fossa nasal direita apresentava-se mais ampla que a fossa nasal contralateral, apresentando alterações anatómicas compatíveis com manipulação cirúrgica, nomeadamente ao nível do meato inferior e do corneto médio.

Os meatos apresentavam, de forma geral, dimensões aumentadas as quais poderão ser atribuídas à retracção da mucosa característica do cadáver. O corneto médio esquerdo apresentava no molde uma sinequia importante entre a sua face medial e o septo nasal.

Lisboa, 20 de Setembro de 2016

Nelson Gilberto

